



**Facultad de Ingeniería**  
**Ingeniería Biomédica**

**Programa Especial de Titulación:**  
**“Diseño y desarrollo del prototipo GR19**  
**para el monitoreo en terapias para**  
**rehabilitación de la mano en Jireh**  
**Medical Import SAC, SJL 2019”**

**Autor: Bach. Lucero Zuleth Zubieta Campos**

**para optar el Título Profesional de**  
**Ingeniero Biomédico**

**Lima – Perú**

**2020**

## **DEDICATORIA**

A Dios, por brindarme todo lo que tengo, por ser quien soy y por darme la oportunidad de estar en donde estoy, sin sus bendiciones nada de esto sería posible. A mis padres, Moisés Zubieta Núñez y Arminda Campos Vega, por su apoyo incondicional a lo largo de mi carrera profesional, por su amor y profundo cariño, a mis hermanos Zoila y Gustavo por considerarme su ejemplo y motivarme a cumplir mis metas.

## **AGRADECIMIENTO**

Eternamente agradecida con Dios por la vida, salud y sobre todo por la hermosa familia que tengo a mi lado. Agradecer a mis padres por ser los espectadores de todos mis sueños y metas, gracias a ellos por apostar siempre en mí y motivarme en cada objetivo que tengo, gracias a mi madre Arminda por su gran constancia de incentivarme a lo largo de estos años siendo mi gran ejemplo de perseverancia, a mi padre Moisés por sus sabias palabras y buenos consejos que quedaron grabados en mi ser y me guiaran a lo largo de mi vida. A mis hermanos, Zoila y Gustavo, por demostrarme el resultado de tener una gran fuerza de voluntad, logrando superar nuestras diferencias para trabajar en equipo. Gracias a mis profesores que me guiaron y compartieron sus conocimientos a lo largo de mi carrera profesional.

## **RESUMEN**

El proyecto de suficiencia profesional “Diseño y desarrollo del prototipo GR19 para el monitoreo en terapias para rehabilitación de la mano en Jireh Medical Import SAC, SJL 2019” en el cual, el principal objetivo fue el análisis, diseño y desarrollo de un prototipo como herramienta de apoyo para monitoreo de la rehabilitación de la mano junto al interfaz para la visualización y registro de los parámetros.

Este desarrollo comprende la implementación de un sistema electrónico el cual consta de sensores portables y un microcontrolador cuyas principales funciones serán las de captar y convertir las señales mecánico-eléctricas de la mano del paciente mientras realice las terapias de rehabilitación, además, se llevará a cabo la implementación de la comunicación inalámbrica entre el microcontrolador y la PC portátil, también, se propone implementar un sistema de visualización y almacenamiento en una PC portátil para tener una mejor evaluación y monitoreo de la rehabilitación de la mano.

Para la elaboración del diseño y desarrollo de lo mencionado, se identificarán los parámetros más importantes a evaluar por los terapeutas para el adecuado monitoreo.

Palabras claves: rehabilitación de la mano, sistema de monitoreo, EMG, accidentes cerebrovasculares, terapias de rehabilitación.

### **ABSTRACT**

The professional sufficiency project " Design and development of the GR19 prototype for monitoring therapy for hand rehabilitation at Jireh Medical Import SAC, SJL 2019" in which the main objective was the analysis, design and development of a prototype as a support tool for monitoring the rehabilitation of the hand together with the interface for visualization and recording of parameters.

This development includes the implementation of an electronic system which consists of portable sensors and a microcontroller whose main functions will be to capture and convert the mechanical-electric signals of the patient's hand while performing rehabilitation therapies, in addition, the implementation of wireless communication will be carried out between the microcontroller and the laptop, also, it is proposed to implement a visualization and storage system on a laptop PC to have a better evaluation and monitoring of the rehabilitation of the hand.

For the elaboration of the design and development of the mentioned, the most important parameters to be evaluated by the therapists for the adequate monitoring will be identified.

Keywords: rehabilitation of the hand, monitoring system, EMG, cerebrovascular accidents, rehabilitation therapies.

## **INDICE GENERAL**

DEDICATORIA .....	II
AGRADECIMIENTO .....	III
RESUMEN .....	IV
ABSTRACT .....	V
INDICE DE FIGURAS .....	X
INTRODUCCIÓN .....	15
CAPITULO 1 .....	17
ASPECTOS GENERALES .....	17
1.1. Definición del problema .....	17
1.1.1. Descripción del problema .....	17
1.1.2. Formulación del problema .....	20
1.2. Definición de objetivos .....	20
1.2.2. Objetivos específicos .....	21
1.3. Alcances y limitaciones .....	21
1.3.1. Alcances .....	21
1.3.2. Limitaciones .....	22
1.4. Justificación .....	22
1.5. Estudios de viabilidad .....	23
1.5.1. Viabilidad técnica .....	23
1.5.2. Viabilidad económica .....	23
1.5.3. Viabilidad social .....	24
CAPITULO 2 .....	25
MARCO TEÓRICO .....	25

2.1.	Antecedentes .....	25
2.1.1.	Antecedentes nacionales .....	25
2.1.2.	Antecedentes internacionales .....	26
2.2.	Fundamento teórico .....	29
2.2.1.	Rehabilitación física .....	29
2.2.2.	Enfermedad cerebrovascular .....	29
2.2.3.	Tecnologías de adquisición.....	32
2.2.3.1.	Bioseñales .....	32
2.2.3.2.	Electromiograma (EMG) .....	33
2.2.3.3.	Sensor de Fuerza.....	39
2.2.3.4.	Acelerómetro .....	41
2.2.4.	Tecnologías de Software .....	43
2.2.4.1.	Microcontrolador.....	43
2.2.4.2.	Matlab.....	44
CAPITULO 3.....		47
DESARROLLO DE LA SOLUCIÓN .....		47
3.1	Sistema propuesto .....	47
3.2.	Desarrollo de la metodología .....	49
3.3.	Etapa 1: Adquisición de señales.....	50
3.3.1.	EMG.....	51
3.3.1.1.	Amplificador de instrumentación.....	52
3.3.1.2.	Filtro pasabanda.....	55
3.3.1.3.	Post Amplificador .....	60
3.3.1.4.	Offset .....	62
3.3.2.	Acelerómetro .....	65
3.3.2.1.	Análisis .....	65
3.3.2.2.	Selección: .....	66
3.3.2.3.	Diseño.....	66

3.3.2.4. Simulación .....	67
3.3.2.5. Implementación .....	68
3.3.3. Sensor de fuerza .....	68
3.3.3.1. Análisis .....	68
3.3.3.2. Diseño.....	69
3.3.3.3. Selección.....	69
3.3.3.4. Implementación: .....	70
3.4. Etapa 2: Digitalización de las señales .....	70
3.4.1. Microcontrolador .....	71
3.4.2. Transmisión inalámbrica.....	75
3.5. Etapa 3: Interfaz gráfica .....	78
3.5.1. Análisis .....	78
3.5.2. Diseño.....	79
3.4.5. Simulación .....	80
3.5.5. Implementación .....	80
CAPITULO 4.....	82
RESULTADOS .....	82
4.1. Resultados.....	82
4.1.1. Resultados de la adquisición de señales.....	82
4.1.2. Resultados de la digitalización de las señales .....	84
4.1.3. Resultados de la Interfaz gráfica .....	86
4.2. Presupuesto .....	88
4.3. Cronograma de elaboración del proyecto. ....	89
CONCLUSIONES.....	90
RECOMENDACIONES .....	92
GLOSARIO .....	93
BIBLIOGRAFÍAS .....	94
ANEXOS.....	97



ANEXO I: Diagrama circuital del prototipo GR19.

ANEXO II: Ficha técnica del acelerómetro.

ANEXO III: Ficha técnica del Myo Ware.

ANEXO IV: Ficha técnica del sensor FSR402.

ANEXO V: Diseño en PCB de la placa.

ANEXO VI: Programación del PIC16F877A.

ANEXO VII: Programa de la transmisión de datos en Matlab.

ANEXO VIII: Programa de la gráfica sobre trasmisión de datos.

ANEXO IX: Programa de la interfaz gráfica.

ANEXO X: Programa de la lectura de la base de datos.

ANEXO XI: Programa para la activación de la web cam.

## **INDICE DE FIGURAS**

Figura 1. Porcentaje de ACV según edad. ....	19
Figura 2. Sistema para evaluación de la actividad muscular. ....	26
Figura 3. Interfaz y prototipo durante la rehabilitación. ....	27
Figura 4. Fuerza ejercida en los dedos de la mano. ....	27
Figura 5. Sistema de guante de datos integrado.....	28
Figura 6. Esquema del diagrama de control para el guante robótico. ....	28
Figura 7. Proceso para el manejo del paciente por parte del fisioterapeuta.....	29
Figura 8. Frecuencia de subtipos de ECV. ....	30
Figura 9. Estimulación táctil para el mejoramiento de la sensibilidad.....	32
Figura 10. Actividades de facilitación y movimientos asistidos.....	32
Figura 11. Transferencia de objetos y movimientos.....	32
Figura 12. Forma de onda de una señal EMG típica.....	34
Figura 13. Electrodo superficial de Ag/AgCl. ....	35
Figura 14. Conexión de un amplificador de instrumentación. ....	36
Figura 15. Esquema del filtro Notch.....	36
Figura 16. Diagrama de Bode del filtro Notch.....	37
Figura 17. Filtro pasa altos, modelo estándar. ....	37
Figura 18. Función de transferencia del Filtro pasa altos (HPF).....	37
Figura 19. Filtro pasa bajos, modelo estándar. ....	38
Figura 20. Función de transferencia del Filtro pasa bajos (LPF). ....	38
Figura 21. Amplificador sumador. ....	39
Figura 22. Fuerza vs. Resistencia.....	39
Figura 23. Comparación de FSR Flexiforce vs. Interlink. ....	40
Figura 24. Resultados del análisis del acelerómetro.....	41
Figura 25. Esquema del acelerómetro mecánico. ....	42
Figura 26. Diagrama de un acelerómetro piezo-eléctrico. ....	42

Figura 27. Diagrama de un acelerómetro piezo-resistivo.....	43
Figura 28. Esquema general del microcontrolador.....	43
Figura 29. El formato de estructura de la comunicación serie asíncrona. ....	46
Figura 30. Diagrama de bloques del sistema propuesto. ....	47
Figura 31. Diagrama pictográfico del sistema propuesto. ....	48
Figura 32. Estructura de la metodología del proyecto.....	49
Figura 33. Entradas y salidas del proyecto propuesto. ....	50
Figura 34. Diagrama de un amplificador de instrumentación.....	52
Figura 35. Respuesta del AD8226.....	53
Figura 36. Diagrama del AD8226, obtenido del Myo Ware.....	54
Figura 37. Inicio de la simulación del amplificador AD8226.....	54
Figura 38. Resultado de la simulación del amplificador AD8226.....	55
Figura 39. Diagrama de un filtro pasa altos topología Sallen-key, obtenido del Myo Ware. ....	56
Figura 40. Diseño del filtro pasa altos en LTspice.....	57
Figura 41. Respuesta del filtro propuesto.....	58
Figura 42. Diagrama del filtro pasa bajos, obtenido del sensor Myo Ware. ....	58
Figura 43. Respuesta del filtro propuesto.....	59
Figura 44. Respuesta del filtro pasa bajos.....	60
Figura 45. Diagrama de amplificador no inversor, obtenido del sensor Myo Ware. ....	60
Figura 46. Diseño del amplificador no inversor. ....	61
Figura 47. Simulación del amplificador no inversor.....	62
Figura 48. Diagrama del amplificador sumador, obtenido del Myo Ware. ....	62
Figura 49. Diseño del offset. ....	63
Figura 50. Simulación del offset.....	63
Figura 51. Implementación del sensor EMG. ....	64
Figura 52. Implementación y pruebas del EMG. ....	64
Figura 53. Diagrama de bloques del acelerómetro ADXL335.....	67

Figura 54. Distribución de pines del acelerómetro ADXL335.....	67
Figura 55. Simulación del acelerómetro. ....	68
Figura 56. Implementación del acelerómetro ADXL335.....	68
Figura 57. Diagrama del sensor de fuerza FSR. ....	69
Figura 58. Implementación de la etapa de adquisición de señales. ....	70
Figura 59. Diagrama de flujo de la programación del PIC. ....	71
Figura 60. Distribución de pines del PIC 16F877A.....	74
Figura 61. Pseudocódigo para el programa del microcontrolador. ....	74
Figura 62. Código del programa en CCS Compiler.....	75
Figura 63. Esquemático para la transmisión. ....	76
Figura 64. Simulación de la transmisión de datos.....	76
Figura 65. Bluetooth HC06.....	77
Figura 66. Programa en Matlab de la transmisión Bluetooth. ....	77
Figura 67. Obtención de las señales transmitidas.....	78
Figura 68. Diagrama de flujo de la interfaz gráfica.....	79
Figura 69. Programa de la interfaz GR19.....	79
Figura 70. Simulación del proyecto en Proteus.....	80
Figura 71. Implementación del proyecto GR19 .....	81
Figura 72. Detección de la señal EMG. ....	82
Figura 73. Obtención de la señal EMG.....	83
Figura 74. Adquisición de las señales del acelerómetro.....	83
Figura 75. Obtención de la señal de fuerza.....	84
Figura 76. Programación en CCS compiler. ....	85
Figura 77. Conexión del bluetooth. ....	85
Figura 78. Transmisión de datos en Matlab. ....	86
Figura 79. Desarrollo de la interfaz GR19. ....	86
Figura 80. Separación de las señales en la interfaz.....	87
Figura 81. Iniciando la conexión de la interfaz gráfica. ....	87

Figura 82. Interfaz gráfica usuario GR19 conectada vía bluetooth.....	88
Figura 83. Cronograma del proyecto .....	89

## **INDICE DE TABLAS**

Tabla 1. Población peruana con discapacidad .....	17
Tabla 2. Porcentaje de ACV en el Hospital Nacional Cayetano Heredia entre 2000-2009.....	19
Tabla 3. Clasificación de ECV según el TOAST.....	30
Tabla 4. Acciones de terapia física .....	31
Tabla 5. Señales bioeléctricas .....	33
Tabla 6. Resultados de las fuerzas medidas en la mano.....	40
Tabla 7. Variables especiales de Matlab .....	44
Tabla 8. Funciones matemáticas en Matlab. ....	45
Tabla 9. Opciones del uso de la función plot.....	45
Tabla 10. Funciones para el Figure Window. ....	46
Tabla 11. Enumeración de entradas y salidas.....	50
Tabla 12. Evaluación de las variables de entrada .....	50
Tabla 13. Evaluación de las variables de salida digitales .....	51
Tabla 14. Comparación de sensores EMG.....	51
Tabla 15. Comparación de amplificadores de instrumentación .....	53
Tabla 16. Tipos de filtros para filtro pasabanda.....	56
Tabla 17 Principales características de los distintos tipos de acelerómetros.....	65
Tabla 18. Comparación de acelerómetros.....	66
Tabla 19. Cuadro comparativo de sensores de fuerza.....	69
Tabla 20. <i>Selección de condensadores para el cristal</i> .....	72
Tabla 21. Cuadro comparativo de microcontroladores. ....	72
Tabla 22. Comparación de los módulos Bluetooth .....	75
Tabla 23. Presupuesto del proyecto .....	88

## **INTRODUCCIÓN**

El presente proyecto, está motivado por ser una herramienta importante, tanto del ámbito tecnológico como médico, para poder desarrollar y dar un buen sustento, se recurrirán a algunas herramientas de análisis y diseño con la finalidad de entregarle a los usuarios finales una tecnología precisa y efectiva.

Describiremos el diseño y desarrollo de un prototipo para el monitoreo en terapias para rehabilitación de la mano en la empresa Jireh Medical Import SAC ubicada en el distrito de San Juan de Lurigancho, este proyecto se implementó a mediados del 2019, este desarrollo se puede definir como una tecnología de apoyo a las sesiones de terapias de rehabilitación para que estos sean óptimos y efectivos.

Para analizar la situación problemática, será necesario mencionar los hechos y situaciones deficientes, una de ellas es la ausencia de recolección de datos durante las sesiones de terapias de rehabilitación que impide la adecuada evaluación de la rehabilitación, la falta de tecnologías en los servicios de rehabilitación y prolongados tiempos en los tratamientos de los pacientes con accidentes cerebrovasculares lo que a final de cuentas repercute en gastos adicionales para el paciente y la entidad de servicios de salud.

Con el proyecto en mención, se pretende contribuir como herramienta de apoyo a los protocolos de las terapias mejorando la evaluación de los terapeutas gracias al sistema de monitoreo que se plantea desarrollar.

El informe de desarrollará en 4 capítulos explicados a continuación:

En el capítulo 1 se describe el problema y su realidad problemática que sirven de base para poder formular la pregunta de investigación, en el capítulo 2: Para el desarrollo de este capítulo se tomarán como referencias tesis relacionadas al tema de investigación denominadas antecedentes además de explicar los fundamentos teóricos de la investigación que nos explicará las variables que se mencionarán durante el desarrollo de este proyecto.

En el capítulo 3 se describe el desarrollo de la solución, el análisis y el diseño de la investigación. Finalmente, en el capítulo 4 se exponen los resultados obtenidos durante la investigación, se interpretarán los resultados y se emitirán las conclusiones y recomendaciones del proyecto.



## **CAPITULO 1**

### **ASPECTOS GENERALES**

#### **1.1. Definición del problema**

##### **1.1.1.Descripción del problema**

Según Amy et al. (2018), en el Perú existe una deficiencia de la recopilación de datos en los servicios de rehabilitación y falta de inversión en equipamiento para un servicio especializado de rehabilitación. Asimismo, se reportó que solo el 28% de los sistemas de rehabilitación almacena datos para estudio clínico de los cuales solo el 63% son usados para tal propósito. Según el Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), el 5,2% de habitantes peruanos (1 millón 575 mil personas) presentan alguna discapacidad de éstos solo el 11,4% recibió tratamiento o terapia para rehabilitación, el 46,1% fueron terapias de rehabilitación física. A nivel nacional el 59,2% tiene dificultad para moverse o usar sus brazos/piernas, Lima tiene mayor incidencia de discapacidad (6,8% de su población). Una posible solución a este problema podría ser desarrollar una interfaz para el registro y monitoreo de las sesiones de rehabilitación.

Tabla 1.

*Población peruana con discapacidad*

Discapacidad en el Perú	1 millón 575 mil peruanos (5.2%)
Dificultad para mover brazos/piernas	59.2% de discapacitados
Reciben tratamiento o terapias	11.4% de discapacitados
Reciben terapias de rehabilitación	46.1% de discapacitados
Departamento con mayor incidencia de discapacidad	6.8% de la población limeña

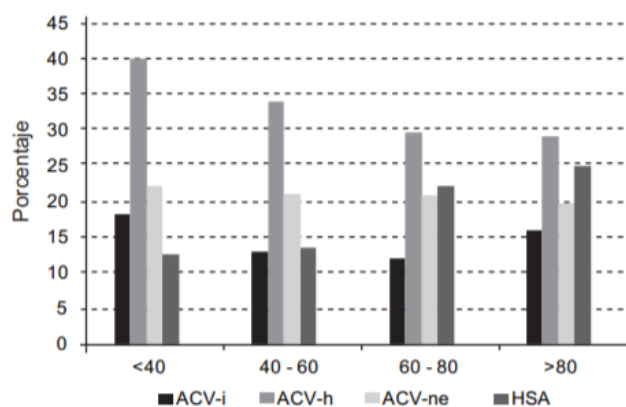
Fuente: INEI, 2013, parr. 2-6.

Dávalos y Málaga (2014), en nuestro país los pacientes que presentan secuelas discapacitantes post accidentes cerebrovasculares son del 60%, a esto se añade que solo el 20% de pacientes terminan los programas de rehabilitación física. Asimismo, los centros de salud no cuentan con infraestructura, ni monitorización de las funciones físicas post accidente cerebrovascular por lo que se requiere implementar sistemas de rehabilitación integrales y un seguimiento de la rehabilitación.

En el Perú, el tratamiento de las secuelas de accidentes cerebrovasculares (ACV) es deficiente debido a una falta de equipos de rehabilitación integrales, a limitaciones de los ambientes físicos y terapeutas. Como solución ante esta situación se buscan opciones tecnológicas, económicas y prácticas para la rehabilitación post ACV que permitan una apropiada y efectiva rehabilitación de la persona discapacitada (Málaga et al., 2018).

La deficiencia de la recopilación de datos en servicios de rehabilitación y falta de inversión afecta no solo al desarrollo de las sesiones de terapias en las entidades de salud públicas, sino también a las entidades de salud privadas, quienes no llevarían un buen registro y monitoreo de las sesiones de rehabilitación; igualmente viene afectando a los pacientes discapacitados que se ven en la necesidad de tener un mayor número de sesiones de terapias de rehabilitación.

Tal como se muestra en la figura 1, entre el 2000-2009 de 2225 casos registrados con accidentes cerebro vasculares (ACV), el 40% son pacientes de 40 años y el 34% de 60 años.



*Figura 1. Porcentaje de ACV según edad.*  
Fuente: Castañeda et al., 2011, p. 623-637.

Siendo el registro de pacientes en el Hospital Nacional Cayetano Heredia de 2225 pacientes en la tabla 2 se aprecian los diferentes tipos de ACV en porcentaje y la razón hombre/mujer.

Tabla 2.  
*Porcentaje de ACV en el Hospital Nacional Cayetano Heredia entre 2000-2009*

	N (%)	Razón hombre/mujer
General	2225 (100)	1,09
ACV-i	1071 (48,1)	1,08
ACV-h	554 (24,9)	1,19
ACV-ne	358 (16,1)	1,08
HSA	183 (8,2)	0,93
ACV-ih	49 (2,2)	0,88
CIT	10 (0,5)	2,33

Fuente: Castañeda et al., 2011, p. 623-637.

En una nota emitida por el Ministerio de Salud (2019), el jefe del Departamento de Lesiones Centrales del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), Fernando Urcia Fernández menciona que en el instituto de 700 atendidos el 63% (463) son pacientes sobrevivientes a accidentes cerebrovasculares con secuelas físicas y en promedio los tratamientos de rehabilitación duran entre 8 a 12 meses dependiendo de la edad del paciente, compromiso y tiempo de evolución (párr.2-4).

La falta o escaso registro de los datos en los servicios de rehabilitación (parámetros mecano-eléctricos) conllevarían a una inadecuada evaluación del paciente por parte del terapeuta.

Este problema obliga a identificar alternativas de solución efectivas a corto plazo. Para ello es necesario conocer, los protocolos de las sesiones de terapias de rehabilitación, cuáles son los parámetros electro-mecánicos más significativos durante los ejercicios que realizan los pacientes en las terapias, cuál es la manera más práctica de obtener los valores de dichos parámetros, con la finalidad de encontrar una solución tecnológica y viable.

Son diversos los factores los que motivan a la empresa Jireh Medical Import SAC a diseñar y desarrollar innovaciones tecnológicas para que los servicios de rehabilitación tengan un mejor criterio de evaluación y precisión en los tratamientos terapéuticos, entregando a los usuarios un prototipo óptimo y económico.

### **1.1.2. Formulación del problema**

Teniendo en cuenta las situaciones deficientes de la recopilación de datos en los servicios de rehabilitación a los que se encuentra expuesto el paciente discapacitado, se expone la siguiente interrogante:

¿Cómo se podría diseñar y desarrollar el prototipo GR19 para el monitoreo en terapias para rehabilitación de la mano en la empresa Jireh Medical Import SAC?

## **1.2. Definición de objetivos**

### **1.2.1. Objetivo general**

Diseñar y desarrollar un prototipo para el monitoreo en terapias para rehabilitación de la mano para personas con accidente cerebrovascular en el Perú.

### **1.2.2. Objetivos específicos**

- Analizar las especificaciones técnicas de los sensores EMG, acelerómetro y fuerza.
- Analizar el microcontrolador que permita la correcta conversión y transmisión inalámbrica de las señales.
- Implementar el subsistema sensores-microcontrolador para la adquisición y transmisión inalámbrica de las señales.
- Diseñar la interfaz gráfica de usuario para la visualización de las señales provenientes de los sensores.
- Diseñar el programa para el procesamiento y almacenamiento de datos proveniente de los sensores.

### **1.3. Alcances y limitaciones**

#### **1.3.1. Alcances**

La tecnología desarrollada es orientada para adultos con discapacidad en la mano, aplicable para personas sobrevivientes a accidentes cerebrovascular. La tecnología identificará los parámetros relevantes mediante el prototipo implementado.

También es parte del alcance, el desarrollo de una interfaz gráfica de usuario de fácil funcionalidad cuyo principal objetivo será la visualización y registro de los parámetros durante la terapia de rehabilitación. Se identificarán posibles deficiencias en los protocolos de las sesiones de terapias existentes. Se establecerán acciones de mejora para el monitoreo de la rehabilitación de la mano.

Finalmente, se realizarán las pruebas del prototipo en servicios de rehabilitación, además se elaborará una comparación de los tratamientos de rehabilitación con y sin el uso del prototipo.

### **1.3.2.Limitaciones**

El presente proyecto presenta alcance limitado de la comunicación inalámbrica en cuanto a la distancia del prototipo a la PC portátil, solo contempla el monitoreo más no el control de la rehabilitación sirviendo de apoyo a los protocolos de terapias existentes por lo que es necesario el criterio del terapeuta.

Asimismo, para la implementación del prototipo solo cuenta con una reducida variedad de sensores portables ergonómicos y debido a la forma del prototipo tan solo es usado en rehabilitación de la mano.

Además, la accesibilidad de pruebas del prototipo en campo fue reducido, la declaración de nombres reales, cierta información que es considerada confidencial no son presentados en el presente proyecto por políticas de la empresa.

### **1.4. Justificación**

En el ámbito tecnológico, debido a los constantes avances tecnológicos y de la creciente competencia; el diseño y desarrollo de un prototipo de monitoreo inalámbrico para rehabilitación de la mano permitirá la mejora en cuanto al registro y monitoreo de datos, trayendo consigo una mejora a la comunidad. Asimismo, ya no sería necesario traer productos extranjeros para dicho fin.

Desde el punto de vista empresarial, la propuesta es que Jireh Medical Import S.A.C., pueda ofrecer el prototipo directamente a entidades de salud públicas, privadas y distribuidoras en el mercado peruano ya que no existe actualmente otro producto en el mercado. Adicionalmente, una vez el proyecto de investigación este culminado permitirá a la población limeña con discapacidad en la mano reducir sus costos en los tratamientos de rehabilitación.

En el ámbito médico, se mejoraría de esta forma los protocolos y sesiones de terapias en rehabilitación ya existentes, siendo las sesiones realizadas de manera más eficientes y efectivas. Los terapeutas de entidades privadas y públicas están aptos para el entendimiento y manejo de nuevas tecnologías que se implementarán.

### **1.5. Estudios de viabilidad**

Se realizarán los siguientes análisis de viabilidad para determinar la posibilidad o conveniencia de la idea que se tiene para lanzar al mercado modelos con atributos innovadores.

#### **1.5.1. Viabilidad técnica**

En el mercado existen todos los dispositivos y componentes como sensores de adquisición biomédico y microcontroladores de propósito general para el desarrollo del proyecto. La empresa Jireh Medical Import SAC cuenta con los recursos de hardware y software que cubren las especificaciones técnicas necesarias para el óptimo funcionamiento del proyecto. A demás de contar con el personal calificado y certificado en las herramientas anteriormente mencionadas.

#### **1.5.2. Viabilidad económica**

Se concluye que el proyecto es viable económicamente debido a que cuenta con la aprobación de la gerencia administrativa de la empresa. Esto se traduce en la inversión para la adquisición de productos confiables. La empresa Jireh Medical Import SAC encuentra rentable el desarrollo del proyecto en el área de rehabilitación.

### **1.5.3. Viabilidad social**

El proyecto desarrollado se considera viable en la sociedad porque permitirá mejorar los protocolos de terapias de rehabilitación convencionales.

La implementación del proyecto tiene como finalidad reducir el número de sesiones de terapias evaluándose la rehabilitación de la mano adecuadamente en base a los parámetros significativos. Asimismo, permite a los terapeutas tener un registro cuantitativo y detallado de la evolución de la mano durante los ejercicios ejecutados. Cabe mencionar la disminución de los gastos clínicos para los pacientes y terapeutas.



## **CAPITULO 2**

### **MARCO TEÓRICO**

#### **2.1. Antecedentes**

Se describirán investigaciones relacionadas al proyecto de investigación:

##### **2.1.1. Antecedentes nacionales**

Segura et al. (2017), en su tesis *“Prototipo de sistema de complementación para la rehabilitación motriz de la mano derecha de las personas con artritis reumatoide”*, tuvo como principal objetivo desarrollar un prototipo que mediante sensores sirva como sistema de complementación en la rehabilitación motriz de la mano derecha de personas con artritis reumatoide, con la finalidad de reducir la supervisión terapéutica y evitar la fatiga mental en el paciente. Finalmente, se logró la aplicación del interfaz usuario-sistema demostrando la utilidad y correcto funcionamiento de la base de datos con la aplicación que permite almacenar el progreso de la rehabilitación. El prototipo desarrollado es de gran ayuda para la evaluación y seguimiento durante las terapias de rehabilitación.

Córdova (2013) en su tesis de pregrado titulada *“Desarrollo de un sistema para evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie”* dicho sistema tuvo la capacidad de obtener señales electromiográficas para evaluar la actividad muscular superior (flexor del antebrazo) e inferior (gemelos). Asimismo, durante la contracción muscular se analizó e interpretó las señales EMG (con amplitud entre 0 y 10mV). El sistema tiene una primera etapa de adquisición y acondicionamiento de la señal para obtener una señal filtrada con

voltajes mayores para ser convertidos en el ADC, y la etapa de digitalización y comunicación para la visualización de la señal en la PC. Finalmente, se obtuvieron resultados del comportamiento de la señal en base al tipo de contracción, actividad realizada, peso sostenido, ubicación del músculo y características de los pacientes.

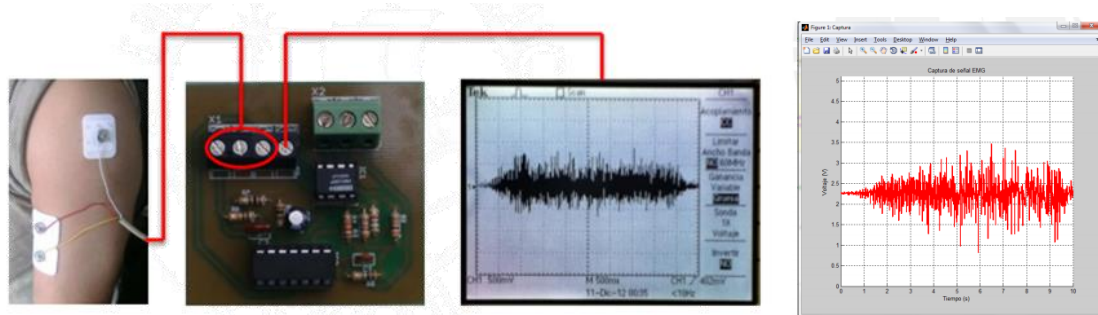


Figura 2. Sistema para evaluación de la actividad muscular.  
Fuente: Córdova, 2013, p. 23-77.

Bailón & Ortiz (2018) en su artículo titulado *“Propuestas tecnológicas basadas en el seguimiento del movimiento para evaluaciones en fisioterapia y terapia deportiva en Perú”*, cuya finalidad fue aplicar la tecnología para desarrollar cuatro herramientas que mejoren la evaluación y seguimiento de pacientes en el área de fisioterapia. Finalmente, se logró proponer soluciones a los problemas de evaluación y monitoreo de los terapeutas, al hacer los tratamientos de rehabilitación más precisos mediante la obtención de datos cuantitativos.

### 2.1.2. Antecedentes internacionales

Tavares & Abregu (2015), en su investigación titulada *“Data Acquisition Glove for Hand Movement Impairment Rehabilitation”* desarrollaron un prototipo formado por un módulo Glove (sensores de posición acelerómetro y giroscopio para medir la flexión como la presión en los dedos de la mano), usaron el protocolo SPI para comunicar la aplicación gráfica desarrollada en una HMI, siendo posible el envío de datos a un ordenador por conexión USB o aplicable en entornos virtuales. El objetivo del dispositivo portátil fue promover ejercicios de rehabilitación en pacientes con poca movilidad de la mano y registrar datos relevantes para el terapeuta. Finalmente, se logró adquirir y transferir los

datos con una frecuencia de muestreo de 50Hz mostrados en la interfaz durante los ejercicios de rehabilitación.



Figura 3. Interfaz y prototipo durante la rehabilitación.  
Fuente: Tavares & Abregu, 2015.

Ganeson, Ambar & Abdul (2016), su proyecto titulado *“Design of a Low-Cost Instrumented Glove for Hand Rehabilitation Monitoring System”*, cuyo objetivo fue implementar un sistema para rehabilitar la mano en pacientes post accidentes cerebrovasculares conformado por un guante con sensores de flexión y resistivos de fuerza. Al final, se logró obtener la cantidad de flexión y de presión realizada por los dedos del paciente durante el ejercicio. Dichos datos fueron transmitidos y monitoreados en una computadora permitiendo la telerehabilitación.

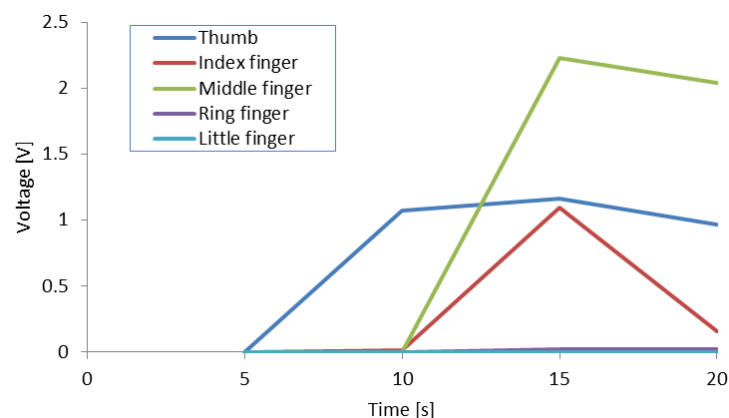


Figura 4. Fuerza ejercida en los dedos de la mano.  
Fuente: Ganeson, Ambar & Abdul, 2016.

Lin, Hsiao, Yang, Su y Lee (2016) en su artículo titulado *“Data Glove System Embedded with Inertial Measurement Units for Hand Function Evaluation in Stroke Patients”*, tuvo como objetivo servir de apoyo a los médicos evaluando la función de la mano en pacientes con accidente cerebrovascular. El diseño estuvo conformado por un guante con sensores de

medida inerciales de seis ejes, se hicieron las pruebas en pacientes con el 70% de aciertos. Al final, el sistema logró obtener datos cuantitativos y gráficos relevantes para los tratamientos médicos, conociendo la velocidad, tiempo y calidad del movimiento.

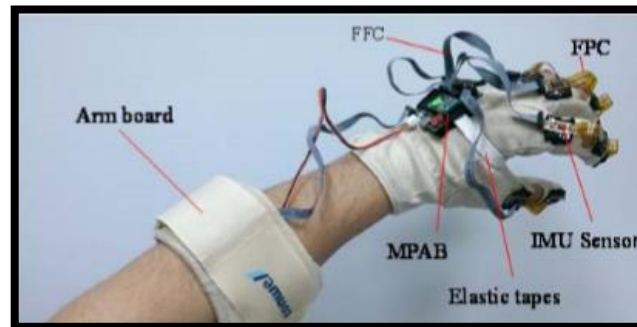


Figura 5. Sistema de guante de datos integrado.  
Fuente: Lin, Hsiao, Yang, Su y Lee, 2016.

Yap, Lim, Hong y Yeow (2016) en su investigación titulada “*Design of a soft robotic glove for hand rehabilitation of stroke patients with clenched fist deformity using inflatable plastic actuators*” tuvo como finalidad el diseño de un guante robótico mediante actuadores inflables de plástico que ayude a la rehabilitación de la mano en pacientes con accidente cerebrovascular facilitando la extensión activa de los dedos. Finalmente, se demostró la utilidad del dispositivo para la extensión completa (con 0° de flexión) de los dedos en pacientes que han sufrido accidente cerebrovascular.

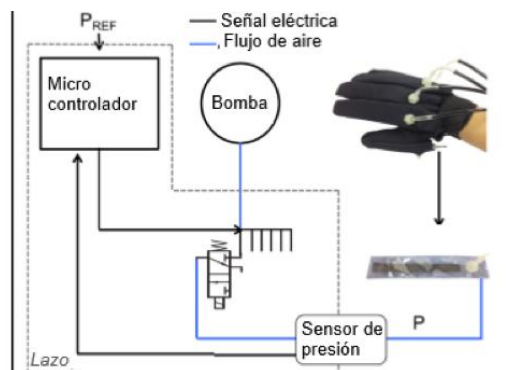


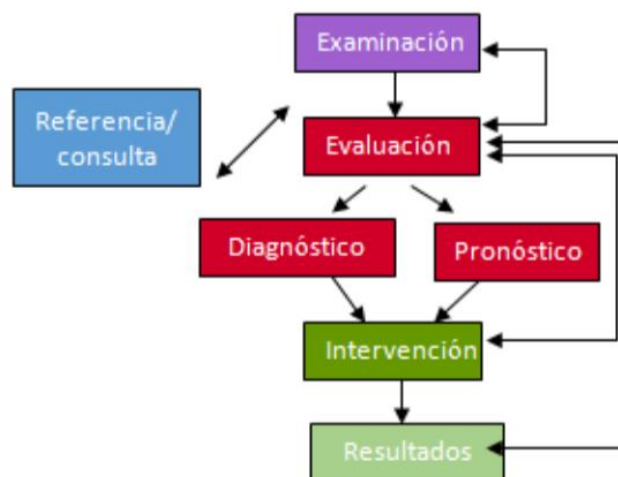
Figura 6. Esquema del diagrama de control para el guante robótico.  
Fuente: Yap, Lim, Hong y Yeow, 2016.

## 2.2. Fundamento teórico

### 2.2.1. Rehabilitación física

Se entiende como rehabilitación física al grupo de protocolos socioeducativos y profesionales para diagnosticar, estimar, prever y tratar alguna discapacidad con el fin de mejorar, conservar o restituir el nivel de habilidad funcional y autonomía. Por ende, la rehabilitación física sirve de herramienta en el área de salud para ejercitar a pacientes con secuelas de accidentes o enfermedades que afecten el buen funcionamiento de su cuerpo. (Moreno et al., 2013, parr. 1 - 4).

En el proceso de evaluación de los pacientes por el terapeuta se considera la examinación, consultas de referencia como historial familiar, evaluación, diagnóstico, pronóstico, intervención y resultados (O'Sullivan, Schmitz & Fulk, 2019, p. 7-8).



*Figura 7. Proceso para el manejo del paciente por parte del fisioterapeuta.*  
Fuente: O'Sullivan, Schmitz & Fulk, 2019, p. 7-8.

### 2.2.2. Enfermedad cerebrovascular

Basado en la OMS las enfermedades cerebrovasculares son la segunda causa de muerte y la primera causa en producir discapacidad. Las enfermedades cerebrovasculares (ECV) o trastorno circulatorio cerebral afectan funciones del encéfalo, pueden ser isquémico (85% de incidencia) por falta de sangre en zonas parénquimas del encéfalo y

hemorrágico cuando se rompe un vaso sanguíneo encefálico. (Ustrell y Serena, 2007, parr.3-4).

- **Tipos**

Basados en la clasificación de TOAST (Trial Org-10172 Acute Stroke Treatment), la tabla 3 menciona los siguientes subtipos:

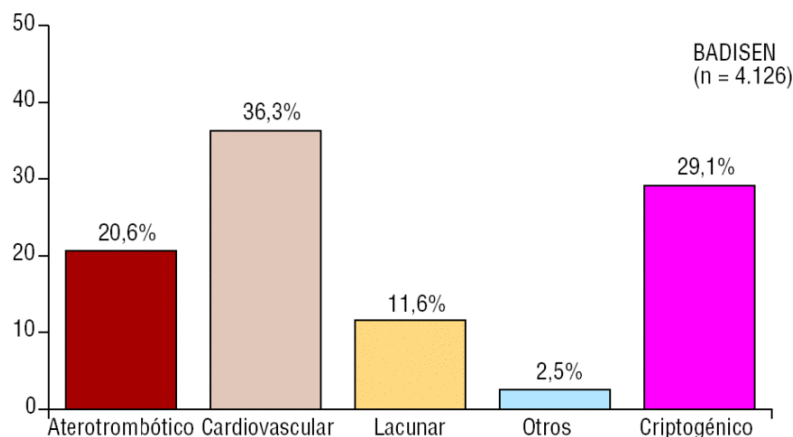
Tabla 3.

*Clasificación de ECV según el TOAST*

Subtipos de ECV	Descripción
Aterotrombótico	- Por enfermedad de gran vaso como lesiones de la pared arterial.
Cardioembólico	-Por fibrilación auricular, infarto de miocardio, etc.
Lacunar	-Por enfermedad de pequeño vaso, cuyo diámetro es menor de 200µm. Presencia de diabetes mellitus o hipertensión arterial.
Causa inhabitual	-Infarto de tamaño medio. Por disección arterial, vasculitis, vasoespasma, evaluación inadecuada, etc.
Indeterminado o criptogénico	-Por causas infrecuentes como vasculopatías no ateroscleróticas, alteraciones hematológicas, migraña-infarto, etc.

Fuente: Ustrell y Serena, 2007, parr 11.

De los subtipos mencionados, en la figura 8 se muestra la frecuencia de ocurrencia.



*Figura 8. Frecuencia de subtipos de ECV.*

Fuente: Ustrell y Serena, 2007, parr. 20.

- **Técnicas de tratamiento**

Las ECV son las primeras causas de discapacidad en el mundo afectando la función motora hasta limitar el desempeño funcional, afecta movimientos faciales y extremidades (MINSALUD, 2015, p. 186).

La terapia física integral consta de ejercicios terapéuticos, estimulación temprana, mecanoterapia, medios físicos (hidroterapia, crioterapia, calor húmedo), electroterapia (biofeed back, TENS, ultrasonido, diatermia) y/o tracciones (p. 216).

Se describen las acciones de terapia física en pacientes con accidentes cerebrovasculares en la tabla 4 (Devesa, et al., 2014, p. 97).

Tabla 4.  
*Acciones de terapia física*

Acciones de terapia física	Descripción
Ejercicios ventilatorios	Permiten incrementar los movimientos de los músculos inspiratorios y espiratorios en mejora de la respiración.
Ejercicio terapéutico	Actividades musculares en pacientes inconscientes con movimientos pasivos, mientras los pacientes conscientes hacen contracciones musculares isométricas.
Movilizaciones articulares	Desplazamiento de articulaciones con fines terapéuticos, siendo movilizaciones pasivas y activas.
Movilizaciones pasivas	El terapeuta desplaza la extremidad en un solo eje evitando lesionar la articulación, se repite 10 veces.
Movilizaciones activas	El paciente moviliza la extremidad en un solo eje, se repite 10 veces a nivel de hombros, codos, antebrazos, muñecas, dedos, caderas, rodillas, tobillos y dedos del pie 3 veces al día.
Contracciones isométricas musculares	Es la contracción voluntaria del músculo por 5 segundos y relajación por 10 segundos en las extremidades superiores, inferiores, abdomen y glúteos de 2 a 3 veces al día.
Masaje terapéutico	Manipulaciones basadas en movimiento y presión sobre la piel del cuerpo con fin terapéutico: roce superficial, fricción, presión amasamiento, vibración y percusión. Mejora la circulación.

Fuente: Devesa, et al., 2014, p. 97-98.

La figura 9 demuestra la estimulación de la mano busca mejorar la sensibilidad usando guantes de distintos materiales y férulas para mantener la posición de la extremidad (p.105-106).



*Figura 9. Estimulación táctil para el mejoramiento de la sensibilidad.*

Fuente: Devesa et al., 2014, p. 105-106.

Con supervisión del terapeuta, como se observa en la figura 10 el paciente realiza abducción y aducción con el fin de reducir la inmovilidad de las extremidades (p.106).



*Figura 10. Actividades de facilitación y movimientos asistidos.*

Fuente: Devesa et al., 2014, p. 106.

Observamos en la figura 11 los actos voluntarios como aducción horizontal de los brazos con apoyo de herramientas (p.107).



*Figura 11. Transferencia de objetos y movimientos.*

Fuente: Devesa et al., 2014, p. 107.

### **2.2.3. Tecnologías de adquisición**

#### **2.2.3.1. Bioseñales**

Las señales bioeléctricas del cuerpo humano se generan por la actividad celular, la carga de la excitación de un grupo celular migra hacia células no excitadas, esa carga es corriente eléctrica que produce diferencias potenciales en el cuerpo (Khandpur, 2001, p.34-



35). En la tabla 5 se encuentra la descripción de bioseñales más importantes y sus características principales.

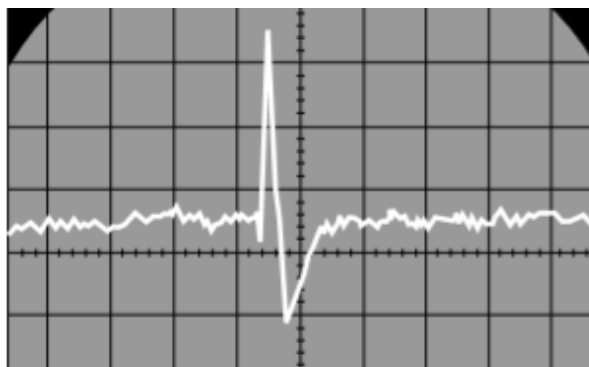
Tabla 5.  
*Señales bioeléctricas*

Parámetro	Característica principal de la señal	Tipo de electrodo
Electrocardiografía (ECG)	Rango de frecuencia: 0.05 a 120 Hz Amplitud de la señal: 0.1 a 5 $\mu$ V Señal típica: 1 $\mu$ V	Electrodos de piel
Electroencefalografía (EEG)	Rango de frecuencia: 0.1 a 100 Hz Amplitud de la señal: 2 a 200 $\mu$ V Señal típica: 50 $\mu$ V	Electrodos de piel
Electromiografía (EMG)	Rango de frecuencia: dc a 10KHz Amplitud de la señal: 0.1 a 5 mV	Electrodos aguja
Electroretinografía (ERG)	Rango de frecuencia: dc a 20Hz Amplitud de la señal: 0.5 a 1 $\mu$ V Señal típica: 0.5 $\mu$ V	Electrodos de contacto
Electro-oculografía (EOC)	Rango de frecuencia: dc a 100 Hz Amplitud de la señal: 10 a 3500 $\mu$ V Señal típica: 0.5 $\mu$ V	Electrodos de contacto

Fuente: Khandpur, 2003, p. 35.

#### **2.2.3.2. Electromiograma (EMG)**

El electromiograma es el registro de potenciales de acción en las fibras musculares individuales generadas por la contracción del músculo esquelético. El patrón EMG de la figura 12 usualmente es la suma de potenciales de acción de las fibras que conforman uno o más músculos, dicha actividad muscular se puede observar con electrodos superficiales en la piel y en caso se requiera analizar potenciales en unidades motoras individuales se utilizan electrodos aguja. Los potenciales de acción oscilan entre 50 mV y 5 mV con duración de 2 a 15 ms dependiendo de la posición muscular, tamaño y ubicación del electrodo (Khandpur, 2003, p. 38-39).



*Figura 12.* Forma de onda de una señal EMG típica.  
Fuente: Khandpur, 2003, p. 39.

- **Electrodos**

Las señales que producen los sistemas fisiológicos pueden ser eléctricas, mecánicas, químicas, magnéticas y térmicas. Tal como indica el metabolismo celular o el intercambio de iones a través de la membrana celular corresponden a procesos eléctricos de la fisiología celular. A pesar de que las células en su mayoría tienen sucesos bioeléctricos, pocas presentan cambios de potencial eléctrico que demuestren su función fisiológica. Dichas señales contienen información del funcionamiento del sistema biológico por lo que son usadas para aplicaciones biomédicas. En este sentido, el transductor es un dispositivo que conecta la electrónica con la biología transformando la energía del proceso biológico que se desee medir en otro tipo de energía, que se registre, procese y visualice (Splinter, 2010, p. 223-224).

Existen diferentes tipos de electrodos según la aplicación: no invasivos o de superficie e invasivos. Entre electrodos de superficie tenemos el electrodo de metal-plata; electrodo de succión (variación del metal-plata), usados por corto tiempo por irritaciones a la piel. El electrodo flotante de la figura 13 son no polarizables como el Ag/AgCl que reduce los artefactos del movimiento, cuenta con un disco metálico en una cavidad por lo que no tiene contacto con la piel y está rodeado por gel electrolítico que evita perturbación mecánica. El electrodo flexible se adapta a la superficie de la piel, compuesto de nylon elástico con partículas de plata y se usan por periodos cortos para monitorizar.



*Figura 13. Electrodo superficial de Ag/AgCl.*  
Fuente: 3M ficha técnica, 2018, p. 2.

Los electrodos invasivos se usan dentro del cuerpo para la detección de biopotenciales. La clasificación de estos electrodos depende de su aplicación, como electrodos tipo aguja para aplicaciones en electromiografía y tipo cable para cirugía (Webster, 2010, p. 203-206).

El electrodo Ag/AgCl conformado por un hilo de plata que actúa como ánodo donde se deposita el AgCl. Los estudios electro analíticos se refieren al control del potencial en el electrodo de trabajo respecto a un electrodo de referencia (RE) de potencial fijo, no polarizable cuyo potencial no cambia mientras la corriente fluye pasa por él. En este sentido, los electrodos de referencia recomendados son Ag, AgCl por su simplicidad, componentes y diseño (Inamdar y Phule, 2009, p.1).

- **Amplificador de instrumentación**

Un amplificador de biopotenciales o de instrumentación tiene baja impedancia de salida y trabaja en base al ancho de banda (espectro en frecuencia). En la figura 14, los dispositivos están como amplificadores de voltaje. (Webster, 2010, p.287) indica que un amplificador de instrumentación incrementa la amplitud de una señal débil para su posterior procesamiento, almacenamiento y visualización.

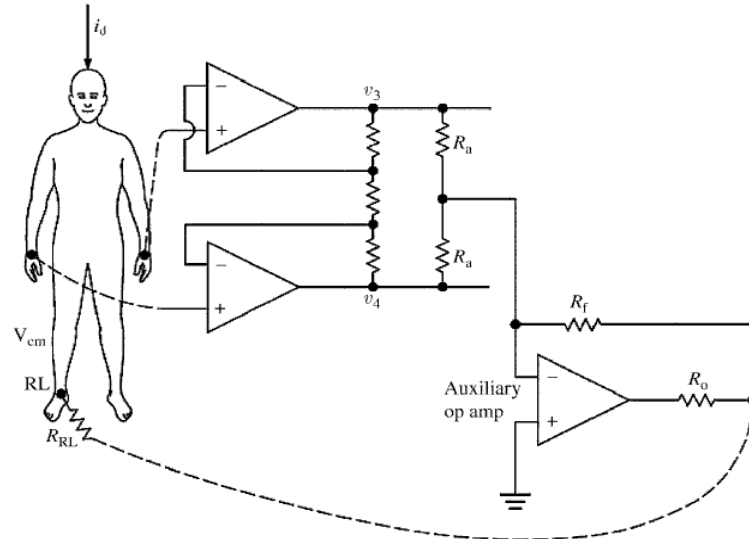


Figura 14. Conexión de un amplificador de instrumentación.  
Fuente: Webster, 2010, p. 287.

- **Filtro Notch**

El filtro Notch de la figura 15 filtra todas las señales con frecuencia de 50 o 60 Hz, comúnmente se aplica en EEG y EOG; es decir en instrumentos de medición de señales de bajo nivel (Webster, 2014, p. 1028).

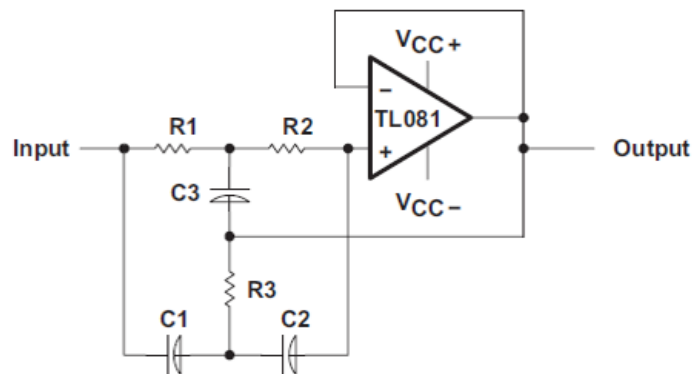


Figura 15. Esquema del filtro Notch.  
Fuente: Texas Instrument TL082.

La respuesta de este tipo de filtro está representada en la figura 16, su objetivo es rechazar la frecuencia de interés, generando un mayor factor de calidad Q siendo un filtro más discriminativo.

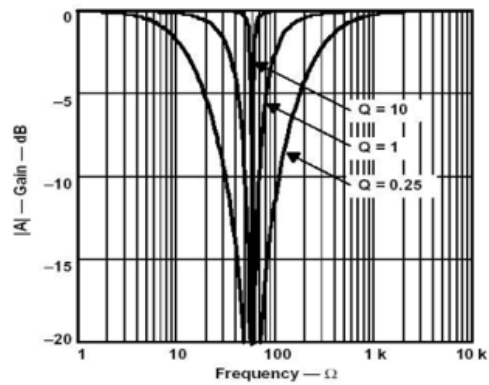


Figura 16. Diagrama de Bode del filtro Notch.  
Fuente: Cabrera, 2010, p. 40.

- **Filtro pasa alto**

El filtro pasa alto permite seleccionar señales compuestas por frecuencias superiores a la frecuencia de corte. Según (Webster, 2010, p. 1028) está conformado a base de condensadores, resistencias y Opamp como se muestra en figura 17.

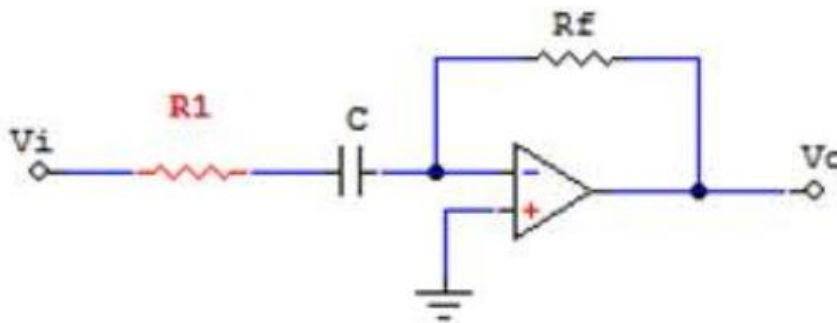


Figura 17. Filtro pasa altos, modelo estándar.  
Fuente: Webster, 2010, p. 128.

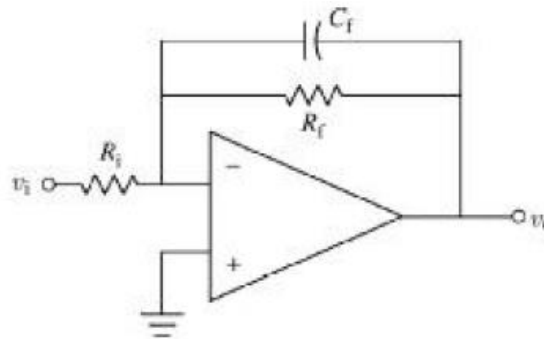
La función de transferencia del filtro pasa altos se describe en la figura 18.

$$\frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} = -\frac{Z_f}{Z_i} = -\frac{R_f}{\frac{1}{j\omega C_i} + R_i} = -\frac{j\omega R_f C_i}{1 + j\omega C_i R_i} = -\frac{R_f}{R_i} \frac{j\omega \tau}{1 + j\omega \tau}$$

Figura 18. Función de transferencia del Filtro pasa altos (HPF).  
Fuente: Webster, 2010, p.128.

- **Filtro pasa bajos**

El filtro pasa bajos tiene por finalidad seleccionar las señales que están compuestas por señales con frecuencias por debajo de la frecuencia de corte. (Webster, 2010, p.128) Como se encuentra en la figura 19 está conformado por condensadores, resistencias y un Opamp.



*Figura 19.* Filtro pasa bajos, modelo estándar.  
Webster, 2014, p. 128.

Luego, se describe la función de transferencia de filtros pasa bajos, figura 20.

$$\frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} = -\frac{Z_f}{Z_i} = -\frac{\frac{R_f}{1 + j\omega C_f R_f}}{R_i} = -\frac{R_f}{(1 + j\omega R_f C_f) R_i} = -\frac{R_f}{R_i} \frac{1}{1 + j\omega t}$$

*Figura 20.* Función de transferencia del Filtro pasa bajos (LPF).  
Fuente: Webster, 2010, p.128.

- **Offset, amplificador sumador**

El amplificador sumador de la figura 21 produce la suma del promedio de varios voltajes conectados a una entrada negativa del amplificador de operación con una resistencia proporcional al promedio deseado (Webster, 2010, p.95).

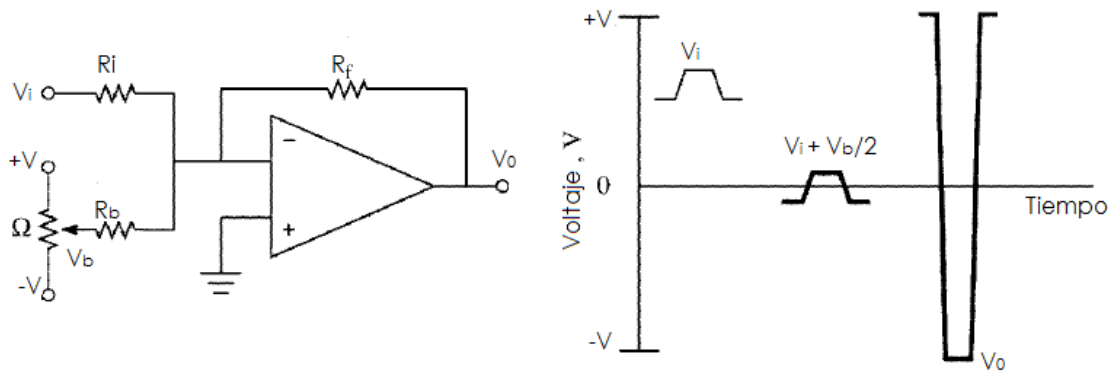


Figura 21. Amplificador sumador.  
Fuente: Webster, 2010, p.95.

### 2.2.3.3. Sensor de Fuerza

Como indica Sadun, Jalani y Sukor (2016) los sensores de resistencia de fuerza (FSR) son capaces de medir fuerzas estáticas y dinámicas al aplicarse en una superficie como contacto. Conforme se variación su resistencia eléctrica también varía su rango de respuesta (p.2). La figura 22 muestra la respuesta del sensor en función de la fuerza y resistencia.

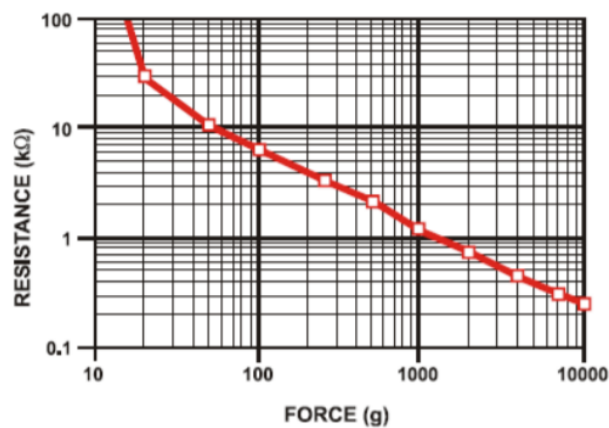


Figura 22. Fuerza vs. Resistencia.  
Fuente: Carrión et al., 2009, p.2.

Entre los tipos de FSR más comunes están el Flexiforce e Interlink de la figura 23, ambos son baratos, abundan en el mercado, tienen un rendimiento limitado y trabajan en ambientes con alto campo magnético. Sin embargo, el sensor Flexiforce presenta mejores

resultados lineales que el Interlink. Usualmente se aplican en la biomecánica y pinzas robóticas. (parr.1-2).

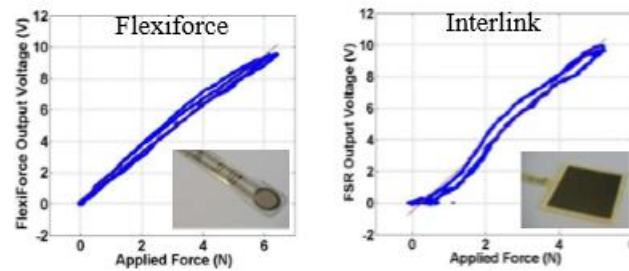


Figura 23. Comparación de FSR Flexiforce vs. Interlink.

Fuente: Sadun, Jalani y Sukor, 2016, parr 2.

- **Interlink** consta de dos películas de polímero, superficie conductora y electrodos impresos, se forma una capa conductora del cortocircuito de electrodos para reducir la resistencia eléctrica. Hay sensores Interlink con forma redonda, cuadrada y larga.
- **Flexiforce** consta de dos capas de poliéster, material conductor de plata y tinta conductora en las capas. Asimismo, desde el área de detección del sensor se extiende la plata hacia otro extremo y se forman cables conductores (p.2).

En base a la investigación de János (2010) en la tabla 6 se describen los promedios y desviaciones de la fuerza en las manos (p. 63-65).

Tabla 6.

*Resultados de las fuerzas medidas en la mano*

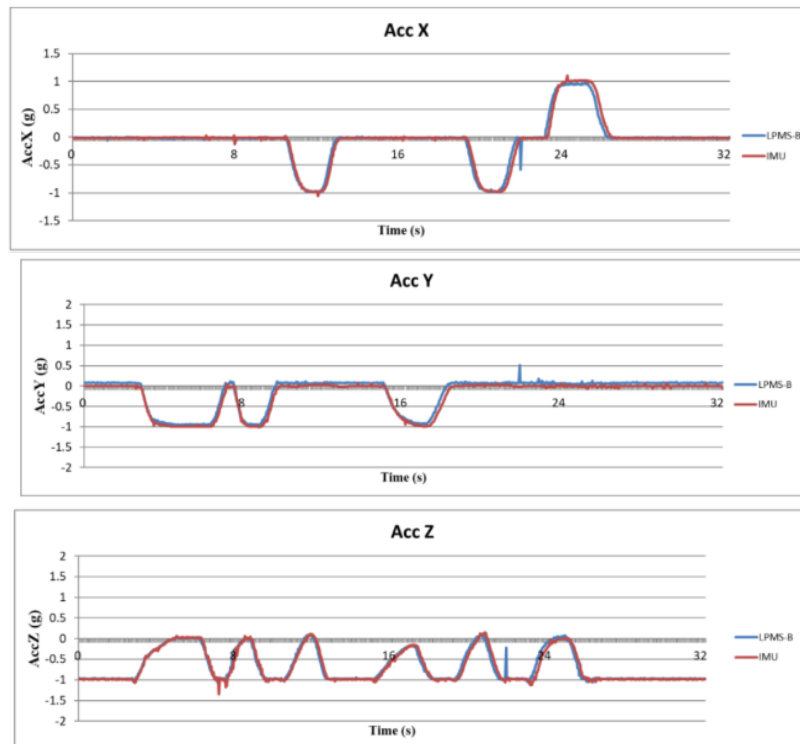
Force measurement, right hand (N)						
	Hand	Little finger	Ring finger	Middle finger	Index finger	Thumb
Average	551.2	30.8	37.9	55.1	56.7	107.7
St. desviation	74.5	11.57	10.08	17.3	12.62	30.68
Force measurement, left hand (N)						
	Hand	Little finger	Ring finger	Middle finger	Index finger	Thumb
Average	505.2	28.4	37	53.7	60.4	109.5
St. desviation	112.7	10.26	11.26	12.04	14.6	28.9

Fuente: János, et al.,2010, p.63.



#### 2.2.3.4. Acelerómetro

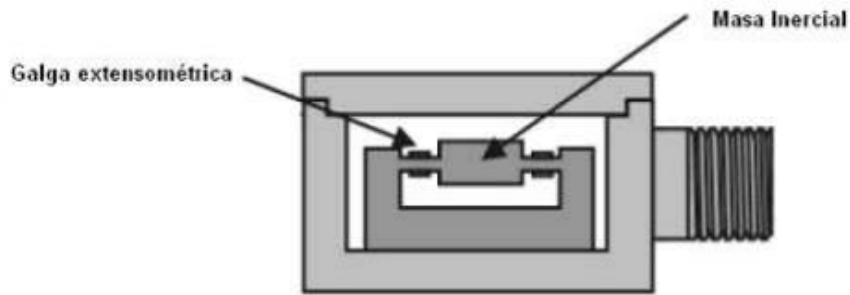
El acelerómetro es un sensor que permite medir la aceleración de un objeto al que va unido, lo hace midiendo la segunda derivada de la posición, la cual mide la fuerza de inercia generada cuando una masa es afectada por un cambio de velocidad (Arenas, 2008, p. 39-40). En la figura 24 observamos el comportamiento de un acelerómetro en los ejes X, Y, Z.



*Figura 24. Resultados del análisis del acelerómetro.*

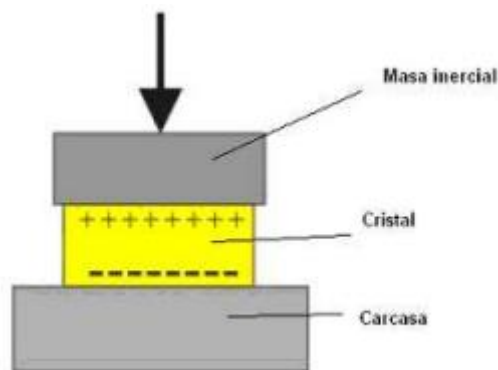
Fuente: Lin et al., 2018, p. 9.

- Acelerómetros mecánicos: Están elaborados por una masa inerte y resorte elástico. Los cambios producidos se miden mediante las galgas extensiométricos descrito en la figura 25, para evitar su oscilación incluye un sistema de amortiguación. (p. 41)



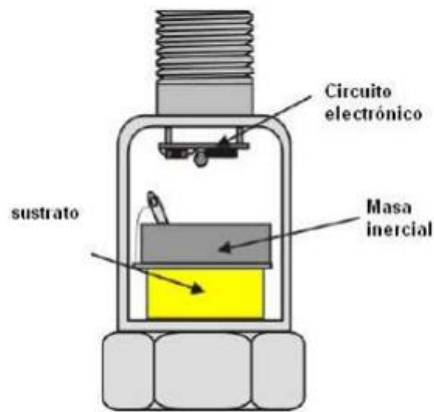
*Figura 25. Esquema del acelerómetro mecánico.*  
Fuente: Arenas, 2008, p.41.

- Acelerómetro piezoeléctrico: Representado en la figura 26 tiene una carcasa, una masa inercial y un cristal; cuando hay aceleración se genera una corriente eléctrica ya que la masa ejercerá fuerza sobre el cristal o cuando el cristal varía su forma por alguna fuerza se produce corriente eléctrica. Al medir la corriente se calcula la aceleración, si es directamente se dice que es un acelerómetro de salida de corriente o convirtiéndola a un voltaje de baja impedancia es un acelerómetro de salida de voltaje (p.42).



*Figura 26. Diagrama de un acelerómetro piezo-eléctrico.*  
Fuente: Arenas, 2008, p. 42.

- Acelerómetros piezo-resistivos: A diferencia del piezoeléctrico cambia el cristal por un sustrato como muestra la figura 27, el cual varía su resistencia cuando la masa ejerce fuerza, conforma un circuito que mide la intensidad de corriente a través de un puente Wheatstone. Este acelerómetro permite medir aceleraciones hasta con frecuencias de cero Hz (p. 42-43).



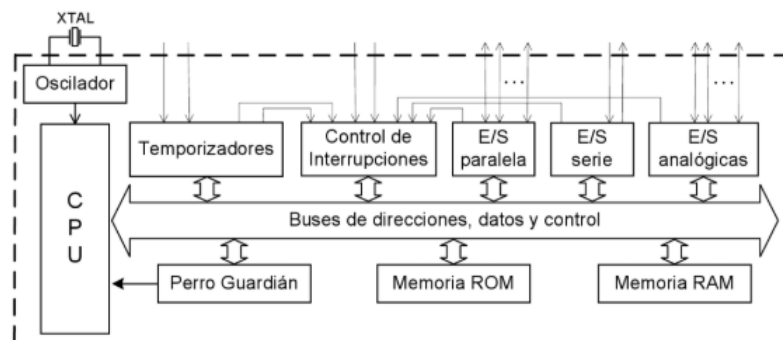
*Figura 27.* Diagrama de un acelerómetro piezo-resistivo.  
Fuente: Arenas, 2008, p. 42-43.

- Acelerómetro capacitivo
- Acelerómetros térmicos
- Acelerómetros micromecánicos (MEMS)

## 2.2.4. Tecnologías de Software

### 2.2.4.1. Microcontrolador

Los microcontroladores se componen de un circuito integrado por la Unidad de Procesamiento Central (CPU), la memoria, entradas y salidas detallado en la figura 28. Tal como menciona Valdés & Areny (2007), necesitan un oscilador tipo RC o ser controlados por un cristal de cuarzo (XTAL) por la estabilidad de frecuencia. La frecuencia del oscilador tiene relación directa con la velocidad en que se ejecutan las instrucciones del programa.



*Figura 28.* Esquema general del microcontrolador.  
Fuente: Valdés & Areny, 2007, p. 15.

Asimismo, el CPU del microcontrolador contiene instrucciones del programa y circuitos de la ALU (para operaciones aritméticas y lógicas con datos binarios), almacenadas en la memoria. La memoria de acceso rápido (RAM) para lectura y escritura, y la memoria solo de lectura (ROM). Entre sus entradas y salidas están los puertos paralelo y serie (RS-232C, I<sup>2</sup>C, USB, Ethernet), gestión de interrupciones, temporizadores y entradas/salidas asociadas a convertidores A/D y D/A (p.14 -17).

#### 2.2.4.2. Matlab

Matlab es un software como señala Casado (2009) del tipo matemático con entorno de desarrollo integrado (IDE), su significado es laboratorio de matrices o Matrix Laboratory, posibilita hacer cálculos numéricos con vectores y matrices como números escalares, cadenas de caracteres o estructuras más complejas. Matlab es un entorno y lenguaje de programación de alto rendimiento en cálculos técnicos (p. 4).

- **Programación de Matlab**

Tal como menciona Bachi (2001) Matlab tiene un lenguaje propio (Lenguaje M), se indican las variables especiales con valores establecidos en la tabla 7 (p.3).

Tabla 7.

*Variables especiales de Matlab*

Variable	Descripción
ans	Almacena el último resultado en caso de no haberse asignado a otra variable.
i y j	$\sqrt{-1}$
eps	Mínima representación.
pi	El número $\pi$ .
realmin	Mínimo número real positivo utilizable.
realmax	Máximo número real positivo utilizable.
inf	Indica infinito, 1/0.
NaN	Corresponde a Not_a_Number, 0/0.

Fuente: Bianchi, 2001, p.3.

Asimismo, Matlab cuenta con funciones matemáticas explicado en la tabla 8 (p. 20).

Tabla 8.

*Funciones matemáticas en Matlab.*

Función	Descripción
<code>sin, sinh</code>	Seno trigonométrico, hiperbólico
<code>cos, cosh</code>	Coseno trigonométrico, hiperbólico
<code>tan, tanh</code>	Tangente trigonométrica, hiperbólico
<code>asin, asinh</code>	Arco seno trigonométrico, hiperbólico
<code>acos, acosh</code>	Arco coseno trigonométrico, hiperbólico
<code>atan, atanh</code>	Arco tangente trigonométrico, hiperbólico
<code>log</code>	Logaritmo natural
<code>log2</code>	Logaritmo de base 2
<code>log10</code>	Logaritmo de base 10
<code>exp</code>	Exponencial
<code>real</code>	Parte real de un número complejo
<code>imag</code>	Parte real de un número complejo
<code>abs</code>	Modulo de un número complejo o valor absoluto
<code>angle</code>	Fase de un número complejo

Fuente: Bianchi, 2001, p.20.

La función `plot` genera un gráfico de dos dimensiones en escala lineal:

`plot(x, real(y))`

Previamente se define los vectores para los ejes  $x$  e  $y$ , al evaluar la instrucción aparece una ventana nombrada Figure Window (Bianchi, 2001, p. 27). Se explica en la tabla 9 los usos del `plot`.

Tabla 9.

*Opciones del uso de la función plot*

Expresión	Descripción
<code>plot(x2,y1,'op1',x2,y2,'op2',...)</code>	Dibuja una curva para cada grupo de vectores, con las opciones de líneas dada por la cadena <code>opi</code> .
<code>plot(x,[y1' y2' ...], 'op')</code>	Dibuja una curva para cada columna de la matriz <code>[y1' y2' ...]</code> todas con el mismo vector en las abscisas y con la opciones de líneas dada por la cadena <code>op</code> para todas las curvas igual
<code>plot(x, 'op')</code>	Dibuja una curva de $x$ versus el número de elemento, con las opciones de líneas dada por la cadena <code>op</code> .
<code>plot(x, 'op')</code> , con $x$ complejo	Dibuja una curva correspondiente a la parte imaginaria en función de la parte real de $x$ , con las opciones de líneas dada por la cadena <code>op</code> .

Fuente: Bianchi, 2001, p.32.

La función `Figure` abre una nueva Figure Window, en la tabla 10 se especifican las funciones para su uso (p.33).

Tabla 10.

*Funciones para el Figure Window.*

Expresión	Descripción
<code>close</code>	Cierra la <i>Figure Window</i> activa, si se usa <code>close all</code> cierra todas las ventanas.
<code>clf</code>	Borra todos los pares de ejes de la <i>Figure Window</i> activa.
<code>gcf</code>	Devuelve el <i>Handle Graphic</i> de la ventana activa.
<code>gca</code>	Devuelve el <i>Handle Graphic</i> del par de ejes activo.
<code>print</code>	Permite exportar la <i>Figure Window</i> a un archivo de formato gráfico.

Fuente: Bianchi, 2001, p.33.

### • Comunicación serial en Matlab

Como indica Lockwood (2011) la comunicación serial (se envía un bit a la vez) es una forma fácil de coleccionar y procesar datos entre dispositivos, la interfaz RS-232 es un estándar típico de puerto serial. Como se especifica en la figura 29 un bit de inicio (lógica 0) comienza la transmisión, sucesivamente la cadena de bits de datos, empezando con el bit menos significativo y finalizando con el más significativo. La velocidad de transmisión (cantidad de bits por segundo) se da en baudios, por defecto en el puerto serie del osciloscopio se usa 9600 bits/seg., a comparación de la comunicación serie como el USB con cientos de Mbytes/s. (parr.1-6)

...	0	0/1	0/1	0/1	0/1	0/1	0/1	0/1	0/1	0/1	0/1	1	1	1	0	...
...	Bit de inicio	Bits de datos									Bit de control de paridad	Bit de parada	Bit libre	Bit de inicio	...	

Figura 29. El formato de estructura de la comunicación serie asíncrona.

Fuente: Xu, Chen, Liu, 2016, p. 2.

Previamente, se identifica que puerto se usa (COM1 o COM2) con el comando `s=serial('COM1')`, definir el baudaje, la paridad, entre otros (parr 2-5).

## CAPITULO 3

### DESARROLLO DE LA SOLUCIÓN

#### 3.1 Sistema propuesto

El proyecto profesional detallará el diseño e implementación de un prototipo para el monitoreo en terapias de rehabilitación de la mano. Este sistema buscar poder monitorear parámetros mecánico-eléctricos de las terapias dentro de una interfaz gráfica en tiempo real. Lo propuesto está compuesto sensores portables, el circuito electrónico, la comunicación inalámbrica y la interfaz gráfica de usuario.

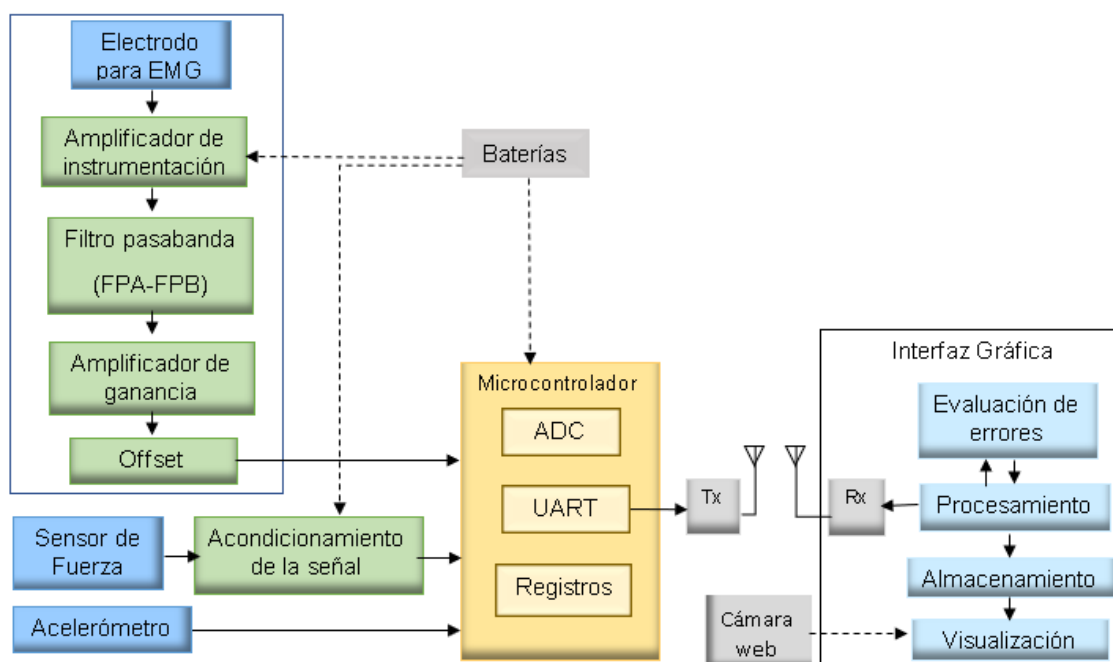


Figura 30. Diagrama de bloques del sistema propuesto.  
Fuente: Elaboración propia.

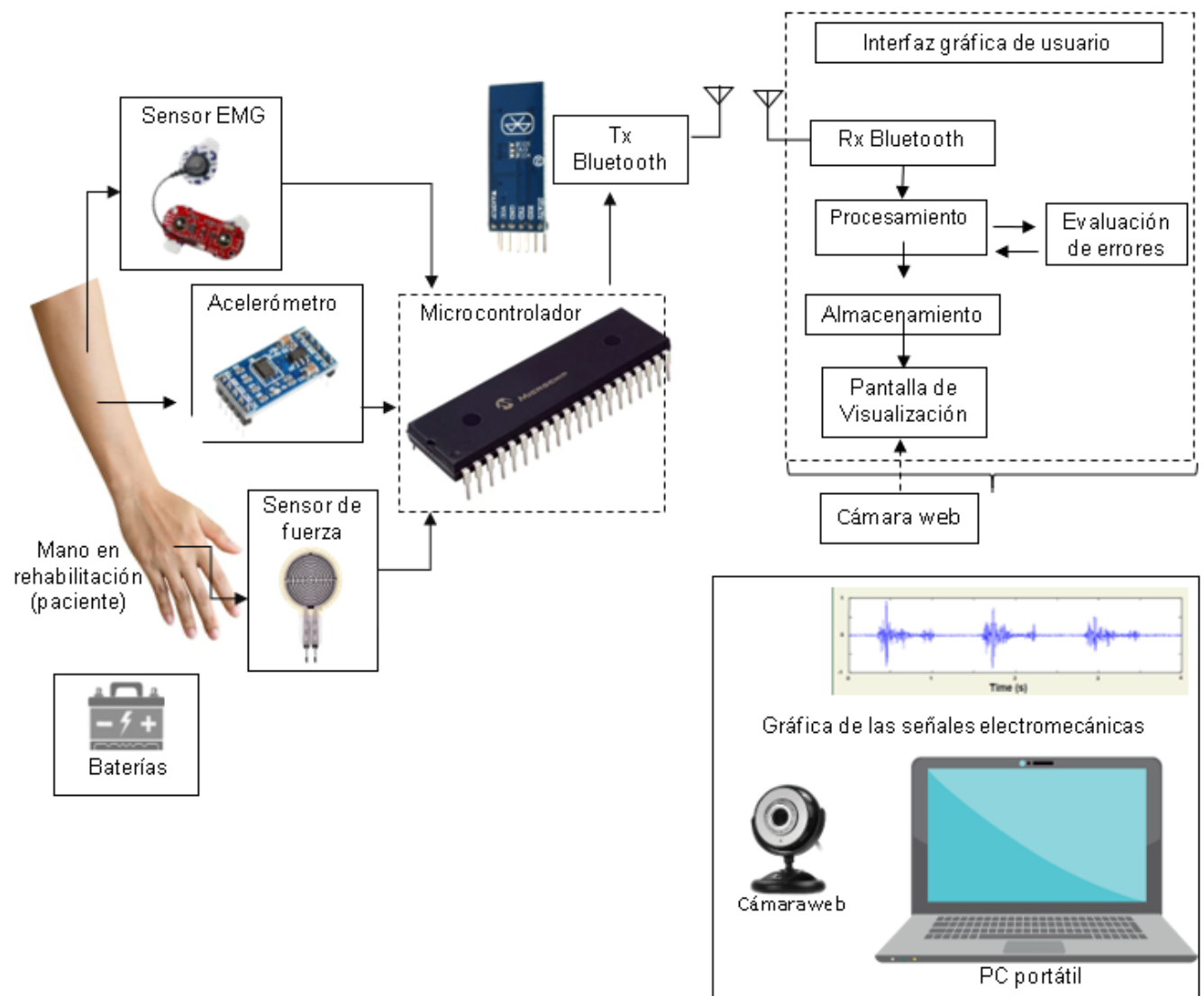
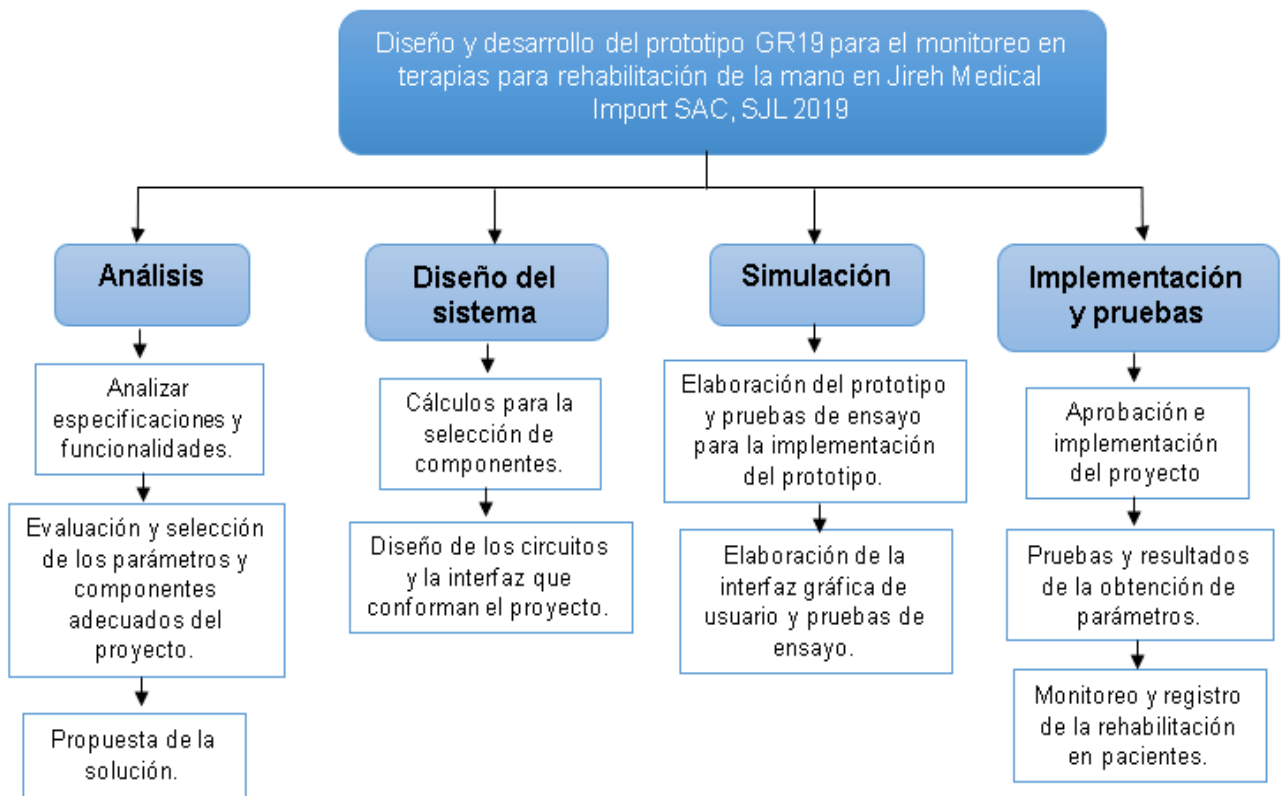


Figura 31. Diagrama pictográfico del sistema propuesto.  
Fuente: Elaboración propia.



### 3.2. Desarrollo de la metodología



*Figura 32.* Estructura de la metodología del proyecto.  
Fuente: Elaboración propia.

Para un mejor desarrollo del proyecto se establecen las siguientes etapas principales: adquisición de las señales, digitalización de señales en el microcontrolador y la interfaz gráfica de usuario. A continuación en la tabla 11 se indican entradas y salidas del proyecto:

Tabla 11.

*Enumeración de entradas y salidas*

Entradas	Salidas
EMG	Interfaz de usuario
Presión/ Fuerza	Gráfica de las señales
Aceleración	Base de datos

Fuente: Elaboración propia.

Encontramos las entradas y salidas plasmadas en la figura 33.

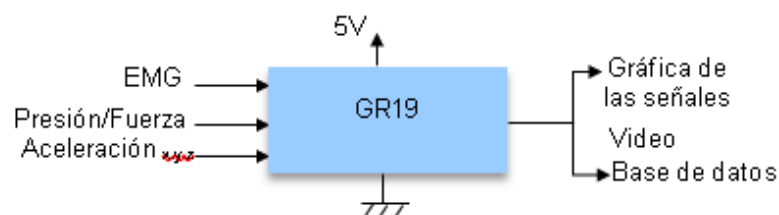


Figura 33. Entradas y salidas del proyecto propuesto.

Fuente: Elaboración propia.

### 3.3. Etapa 1: Adquisición de señales

En la tabla 12 se describen las características relevantes de los parámetros a evaluar.

Tabla 12.

*Evaluación de las variables de entrada*

EMG	Sensor de fuerza	Aceleración	Web cam
Naturaleza eléctrica	Naturaleza mecánica	Naturaleza cinética	Naturaleza digital
Valores de amplitud desde 0.1 a 5mV	El área de contacto del sensor depende del Ø del sensor	Según la investigación de (Lin et al. 2018) La escala para el acelerómetro es $\pm 4g$ (p.9)	Resolución de 1280 x 720 píxeles
Ancho de banda de 5 a 10KHz	-	-	Ángulo de visión 180° vertical y horizontalmente
Parámetros independientes			

Fuente: Elaboración propia.

Asimismo, la tabla 13 describe las características de las variables de salida.

Tabla 13.

*Evaluación de las variables de salida digitales*

Variables estáticas	Variables gráficas
Ubicado en la base de datos	Ubicado en la Interfaz
Naturaleza digitales	
Clase de variable: 'string', 'double'	Clase de variable: Gráfica variable visual

Fuente: Elaboración propia.

Después de identificar las entradas y salidas del proyecto, de acuerdo a los parámetros mencionados en el punto 3.3 se selecciona el microcontrolador PIC16F887A, en el punto 3.4.1 se mostrará más a detalle la comparación para su selección.

### 3.3.1. EMG

Para la adquisición de la señal electromiográfica es necesario amplificar la señal del orden de los microvoltios a niveles de voltios, se utiliza un amplificador de instrumentación (el Myo Ware utiliza el amplificador AD8226), luego se filtrará la señal deseada disminuyendo el ruido con el filtro pasabanda (el Myo Ware utiliza el integrado LT1022), un post amplificador y con el offset/rectificador se elimina o convierte secciones negativas para digitalizar la señal.

En este sentido, en la tabla 14 se realiza la comparación de los sensores EMG encontrados en el mercado y evaluando características importantes se selecciona el más adecuado.

Tabla 14.

*Comparación de sensores EMG*

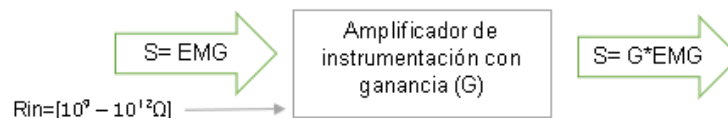
	Muscle Sensor V3	Myo Ware
Fuente de alimentación	±5V	+3.3V a +5 V
Impedancia de entrada	-	110GΩ
Factor de rechazo en modo común (CMRR)	110dB	120 dB
Amplificador de instrumentación	AD846 (amplificador de audio)	AD8226 (instrumentación médica)
Amplificador	TL1022	TBS712

Fuente: Elaboración propia.

### 3.3.1.1. Amplificador de instrumentación

- Análisis

El amplificador de instrumentación tal como menciona (Córdova, 2003) son usados especialmente con señales bioeléctricas teniendo una impedancia alta de entrada en el rango  $R_{in}=[10^9 - 10^{12}\Omega]$ , con un factor de rechazo al modo común o CMRR alto entre  $[80 - 120]\text{dB}/60\text{Hz}$ , la resistencia de salida es baja  $R_{out}< 10\Omega$ , el voltaje de alimentación entre  $\pm 15\text{V}$  y el voltaje offset de salida por debajo de los  $100\mu\text{V}$ . La ganancia de un amplificador de instrumentación tiene que respetar el ancho de banda de la señal; es decir, de mayor valor a la señal que va a atrapar (p.35-38). Luego:



*Figura 34.* Diagrama de un amplificador de instrumentación.  
Fuente: Elaboración propia.

Donde:

S: Señal de entrada, en este caso la señal electromiográfica.

$R_{in}$ : Impedancia de entrada del amplificador.

G: ganancia del amplificador de instrumentación.

$$G = Cte + \frac{R_b}{R_g} \dots \dots \dots (1)$$

Donde:

G: ganancia del amplificador de instrumentación.

Cte.: constante, un número natural o propio del diseño.

$R_b$ : Resistencia de diseño, que es propia del diseño interno del integrado.

$R_g$ : Resistencia de ganancia, parámetro modificable para controlar la ganancia.

En la siguiente tabla 15 se comparan cuatro amplificadores de instrumentación en base a su impedancia, fuente de alimentación, rechazo en modo común y el offset. Se encontró

que el amplificador AD8226 tiene mejores características con respecto a los amplificadores de instrumentación locales como se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 15.  
*Comparación de amplificadores de instrumentación*

	INA121	INA114	AD620	AD8226
Impedancia de entrada	$10^{12}\Omega$	$10^{10}\Omega$	$10^8\Omega$	$10^9\Omega$
Fuente de alimentación	$\pm 2.25$ a $\pm 18V$	$\pm 2.25$ a $\pm 18V$	$\pm 2.25$ a $\pm 18V$	$\pm 1.35$ a $\pm 18V$
CMRR (Rechazo en modo común)	106 dB	115 dB	100 dB	120 dB
V offset	100 $\mu V$	50 $\mu V$	50 $\mu V$	50 $\mu V$
Descripción del fabricante	Amplificador fisiológico	Instrumentación médica	Instrumentación médica	Instrumentación médica

Fuente: Elaboración propia.

El AD8226 es utilizado en instrumentación médica, luego se dispone a realizar el cálculo de la ganancia teniendo presente que a mayor ganancia se reduce el ancho de banda y viceversa, como se describe en la figura 35.

DYNAMIC RESPONSE		
Small-Signal -3 dB Bandwidth		
G = 1	1500	kHz
G = 10	160	kHz
G = 100	20	kHz
G = 1000	2	kHz

Figura 35. Respuesta del AD8226.

Fuente: Analog devices, 2009, p.3.

La ganancia mínima del amplificador es 1 con un ancho de banda de 1500KHz, sin embargo, disminuye el ancho de banda a 2KHz al aumento la ganancia. El sensor Myo Ware en el diseño utiliza una resistencia de ganancia de 240 ohmios, por lo tanto, el sistema tiene una ganancia de 206,83 como se muestra en la ecuación 1.

Se utilizó la ecuación (1) y la relación para el amplificador AD8226.

$$R_b = 49,4 \text{ K}\Omega$$

$$R_g = 240\Omega$$

$$G = 1 + (49,4\text{K}\Omega/R_g)$$

$$G=1+ (49,4K\Omega/240\Omega)$$

$$G= 206,83$$

- Diseño

Se diseñó el circuito del amplificador de instrumentación de la figura 36 basado en los cálculos de la ecuación 1 con  $R_g=240\Omega$ .

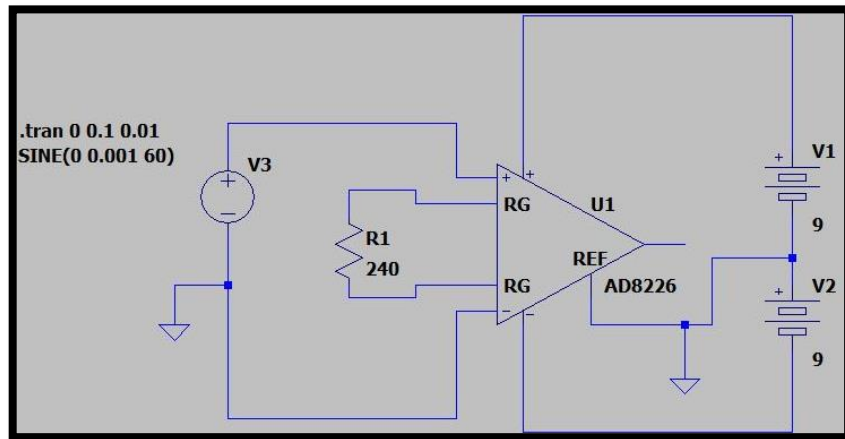


Figura 36. Diagrama del AD8226, obtenido del Myo Ware.  
Fuente: Advancer Technologies – Myo Ware, 2015, p3.

- Simulación

Como se muestra en la figura 37 la señal ingresa al amplificador de instrumentación en el rango de -1mV a 1 mV.

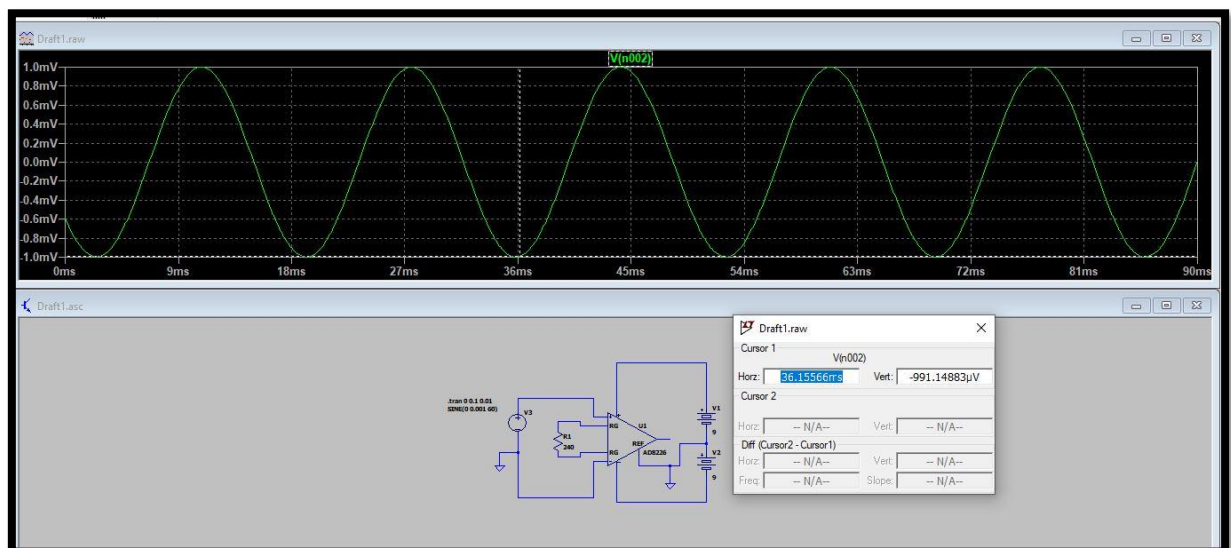


Figura 37. Inicio de la simulación del amplificador AD8226.  
Fuente: Elaboración propia.

La señal de salida del amplificador de instrumentación está en el rango de  $\pm 214.9\text{mV}$  como muestra en la figura 38. Ganancia en el simulador es  $G=214.9\text{mV}/1\text{mV} = 214.9$ .

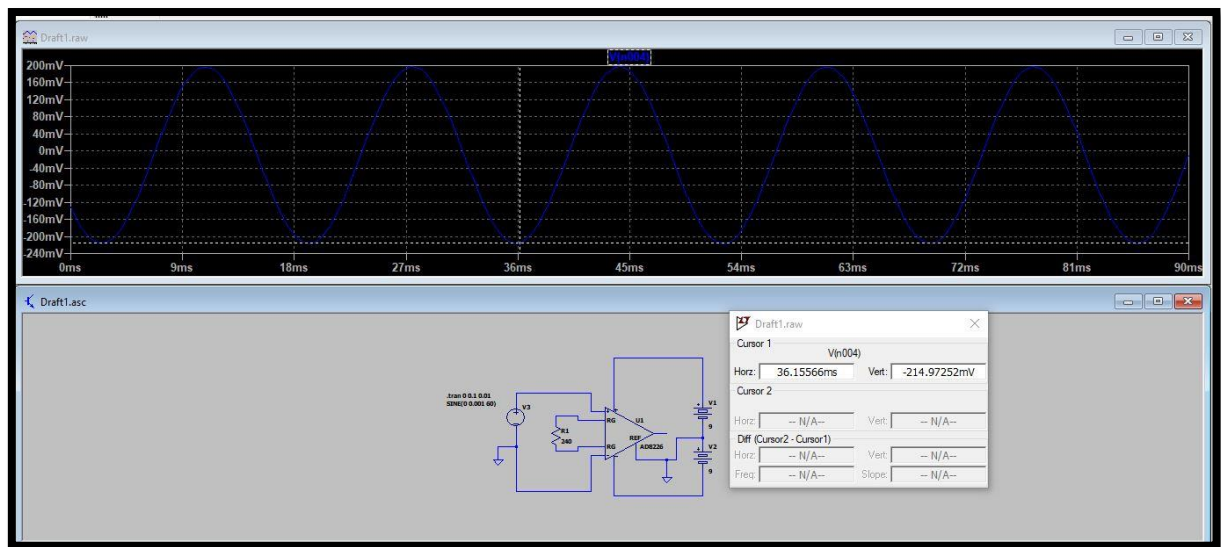


Figura 38. Resultado de la simulación del amplificador AD8226.  
Fuente: Elaboración propia.

- Selección

De dicha comparación, el amplificador más adecuado es el AD8226 por tener mayor CMRR (120dB), una menor fuente de alimentación, un bajo Voltaje offset que no desplaza mucho la señal obtenida, la ganancia ( $G=206,83$ ) y un ancho de banda de 0-2KHz que entra dentro del ancho de banda del EMG.

### 3.3.1.2. Filtro pasabanda

- Análisis

Es necesario un filtro pasabanda que capture la señal EMG, cuyo ancho de banda es:  $BW = [5-10\text{K}]\text{Hz}$ .

A continuación, en la tabla 16 se evalúan los desempeños algunos tipos de los filtros analógicos según su tipo, para seleccionar cual es el mejor tipo para utilizar.

Tabla 16.

*Tipos de filtros para filtro pasabanda*

Tipo	Banda pasante	Banda eliminada	Pendiente	Respuesta al escalón
Butterworth	Plana	Monotónica	Buena	Buena
Chebyshev	Rizada	Monotónica	Muy buena	Mala
Chebyshev Inversa	Plana	Rizada	Muy buena	Buena
Elíptica	Rizada	Rizada	La mejor	Mala
Bessel	Plana	Monotónica	Mala	La mejor

Fuente: Guajardo, 2009.

De acuerdo con lo comparado, se concluye que el filtro más apropiado es el Butterworth de (topología Sallen-Key) (Guajardo, 2009) por no presentar rizado, garantizar la respuesta en frecuencia del filtro y tener una buena respuesta al escalón.

- Diseño:

En la figura 38, se aprecia el diseño del filtro con una frecuencia de corte de 5Hz.

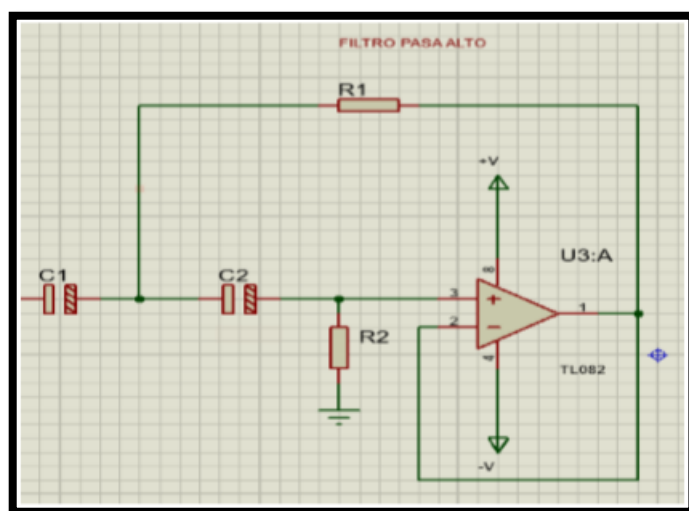


Figura 39. Diagrama de un filtro pasa altos topología Sallen-key, obtenido del Myo Ware.

Fuente: Elaboración propia.

$$H(s) = \frac{k.s^3}{s^2 + \left( \frac{1}{R1.C1} + \frac{1}{R2.C2} + \frac{1}{R2.C1} - \frac{k}{R1.C1} \right) s + \frac{1}{R1.R2.C1.C2}} \dots \dots \dots (2)$$

Donde: H(s): función de transferencia del filtro.



K=1, es la ganancia unitaria del filtro.

$$R1=R2=R$$

$$C1=C2=C$$

Luego se obtiene la siguiente ecuación para la frecuencia de corte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots \dots \dots (3)$$

Donde:

Fc= frecuencia de corte = 5Hz

$$5 = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$RC = 0.032$$

Buscando valores comerciales para R y C, se escoge R= 3.3KΩ y C=10μF.

Se realiza el diseño del filtro como se muestra en la figura 40 para el filtro pasa altos de ganancia unitaria.

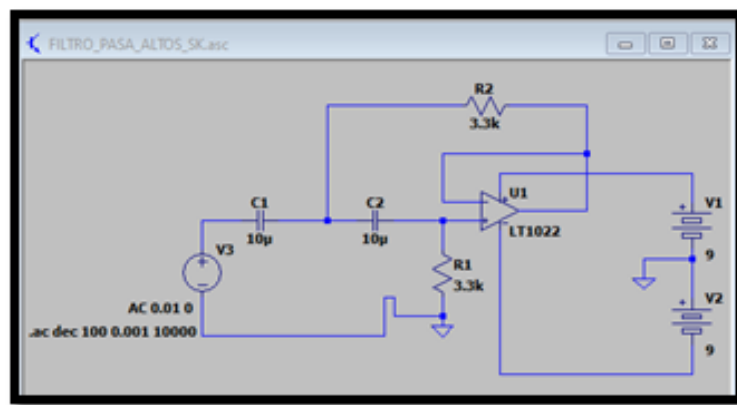


Figura 40. Diseño del filtro pasa altos en LTspice.

Fuente: Elaboración propia.

- Simulación:

La simulación arroja el siguiente diagrama de Bode para el filtro pasa altos como se muestra en la figura 41. Donde se identifica que para frecuencias por debajo de 5 Hz el filtro presenta una atenuación mayor a -45 dB.

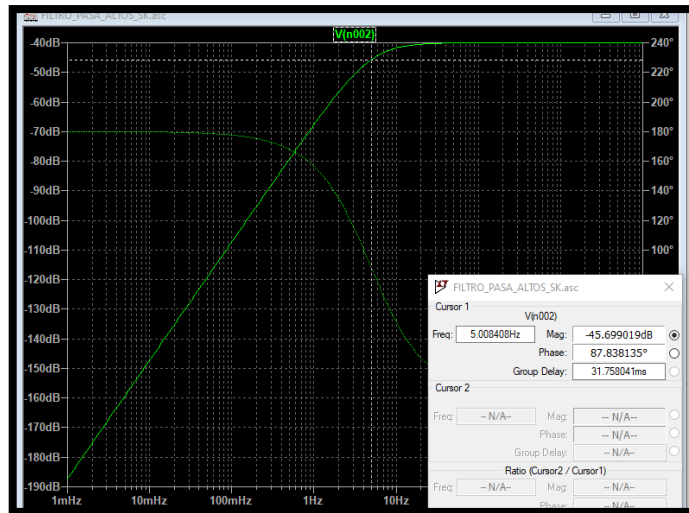


Figura 41. Respuesta del filtro propuesto.  
Fuente: Elaboración propia.

- Diseño:

Por otro lado, en la figura 42 se aprecia el diagrama del filtro pasa bajos.

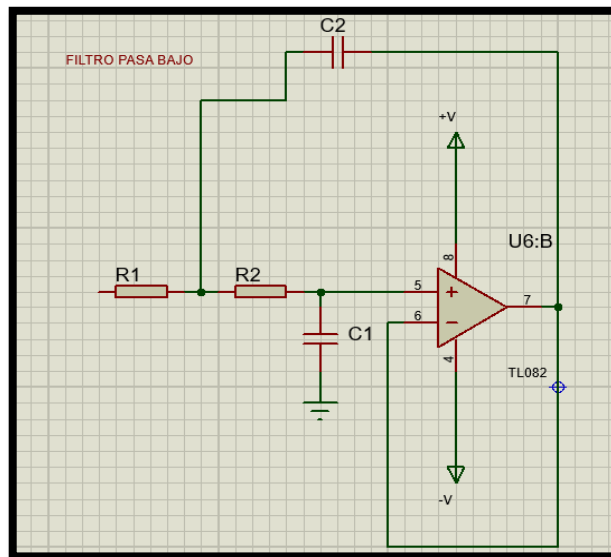


Figura 42. Diagrama del filtro pasa bajos, obtenido del sensor Myo Ware.  
Fuente: Elaboración propia.

La función de transferencia es la siguiente

$$H(s) = \frac{\frac{k}{R1.R2.C1.C2}}{s^2 + \left( \frac{1}{R2.C2} + \frac{1}{R1.C1} + \frac{1}{R2.C1} - \frac{k}{R1.C2} \right) s + \frac{1}{R1.R2.C1.C2}} \dots \dots \dots (3)$$

Donde:  $H(s)$ : función de transferencia del filtro.

$K=1$ , es la ganancia unitaria del filtro.

Luego se obtiene la siguiente ecuación para la frecuencia de corte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots \dots \dots (3)$$

Donde:

$F_c$ = frecuencia de corte = 10KHz

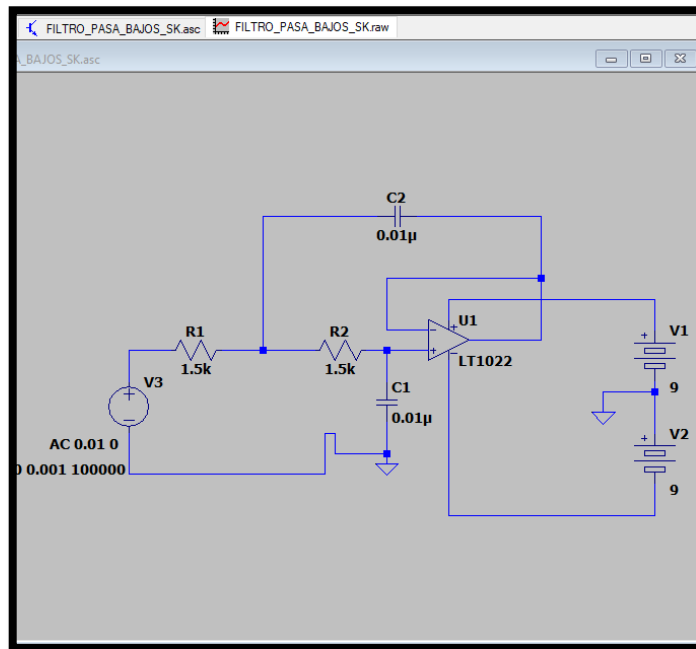
$$10K = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$RC = 0,16$$

Buscando valores comerciales para R y C, se escoge  $R= 1.5K\Omega$  y  $C=0.01\mu F$ .

- Simulación:

El diseña el filtro pasa bajos tal como la figura 43.



*Figura 43. Respuesta del filtro propuesto.*  
Fuente: Elaboración propia.

La simulación arroja el siguiente diagrama de Bode para el filtro pasa bajos como se muestra en la figura 44. Donde se identifica que para frecuencias por debajo de 10 KHz el filtro presenta una atenuación mayor a -45 dB.

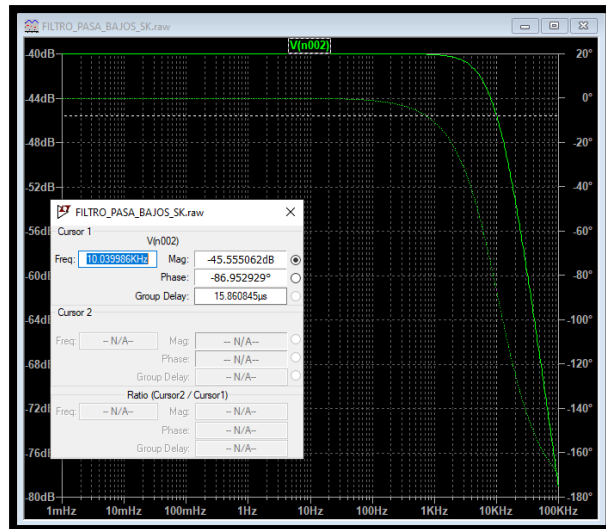


Figura 44. Respuesta del filtro pasa bajos.  
Fuente: Elaboración propia.

### 3.3.1.3. Post Amplificador

- Análisis

El amplificador no inversor con el fin de acoplar los filtros debe tener una impedancia de salida Rout baja y una impedancia de entrada Rin alta, impedancia de entrada:  $R_{in} = \infty$  [ $10^8 \Omega$ ], observe figura 45.

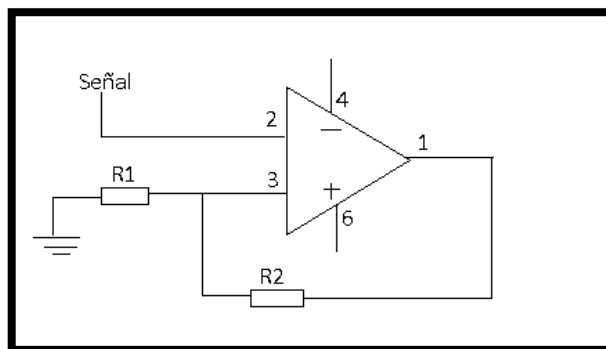


Figura 45. Diagrama de amplificador no inversor, obtenido del sensor Myo Ware.  
Fuente: Elaboración propia.

La ganancia en este tipo de topología se calcula según la siguiente ecuación:

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 \dots \dots \dots (4)$$

Donde: G: ganancia.

R1 y R2: resistencias.

- Diseño

El Myo Ware tiene un potenciómetro de 5.5 KΩ (R2) y R1=1k. Se calcula la ganancia:

$$G = \frac{5.5K}{1K} + 1 = 6.5$$

Luego, se diseña el amplificador no inversor de la figura 46.

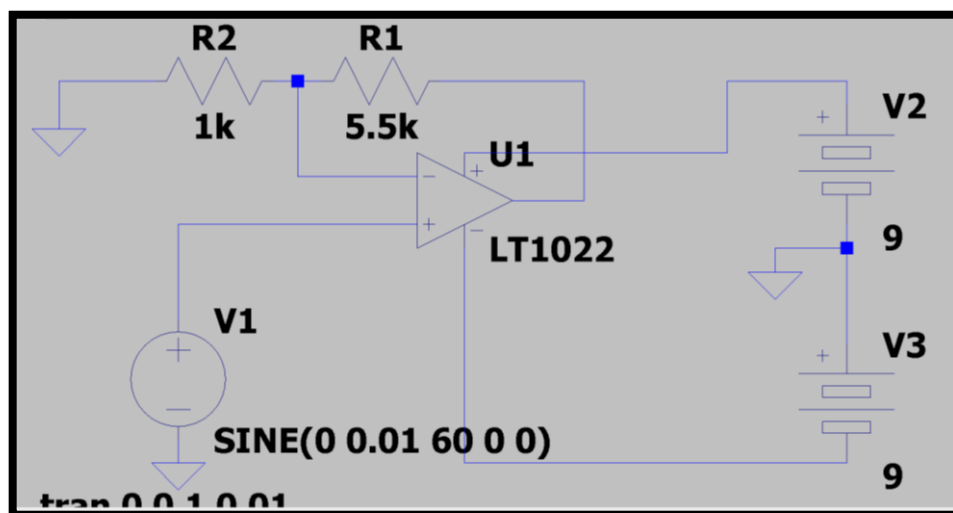


Figura 46. Diseño del amplificador no inversor.

Fuente: Elaboración propia.

- Simulación

La simulación arroja la respuesta del amplificador no inversor como se muestra en la figura 47. Donde se identifica que la señal de entrada en un rango de  $\pm 10$  mV se amplifica a una amplitud de  $\pm 70$  mV y la ganancia es de 7.

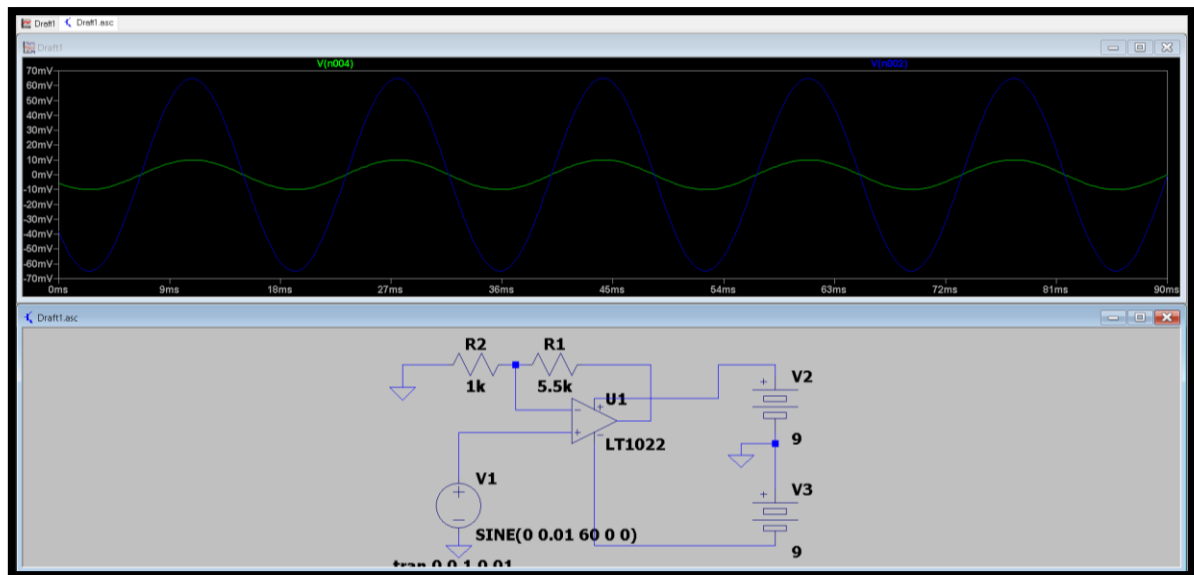


Figura 47. Simulación del amplificador no inversor.  
Fuente: Elaboración propia.

#### 3.3.1.4. Offset

- Análisis

Para evitar salidas negativas en la señal se usará un Op-amp sumador, obteniendo una señal por encima del nivel de 0V para posteriormente digitalizar la señal. En la figura 48 se encuentra el diagrama del amplificador sumador.

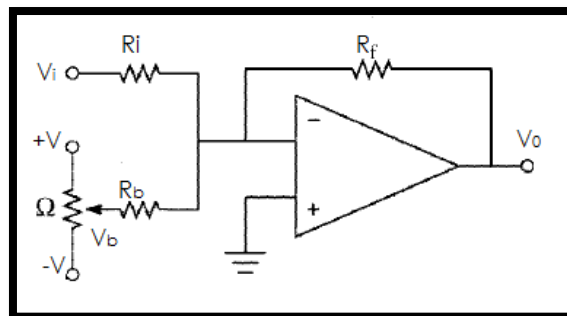


Figura 48. Diagrama del amplificador sumador, obtenido del Myo Ware.  
Fuente: Elaboración propia.

$$V_0 = -V_i \frac{R_f}{R_i} + -V_b \frac{R_f}{R_b} \dots \dots \dots (5)$$

Donde:  $V_g, V_b$ : Voltajes

$R_i, R_f, R_b$ : resistencias

$$V_0 = -V_i \frac{10k\Omega}{1k\Omega} + -V_b \frac{10k\Omega}{10k\Omega}$$

- Diseño:

El diseño propuesto se encuentra en la figura 49.

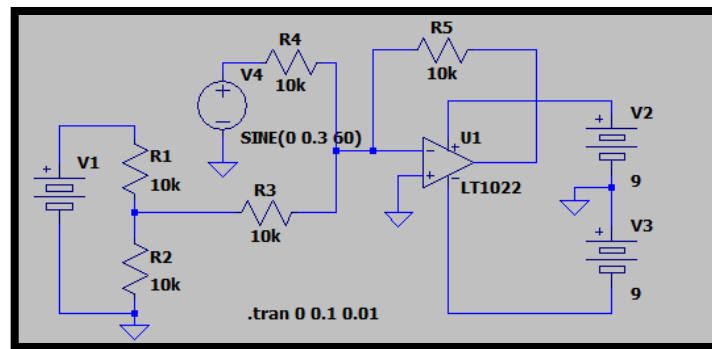


Figura 49. Diseño del offset.  
Fuente: Elaboración propia.

- Simulación

La simulación arroja la respuesta del offset como se muestra en la figura 50. Donde se identifica que la señal de entrada en un rango de  $\pm 300$  mV a la salida del offset la señal está desplazada montada en cero.

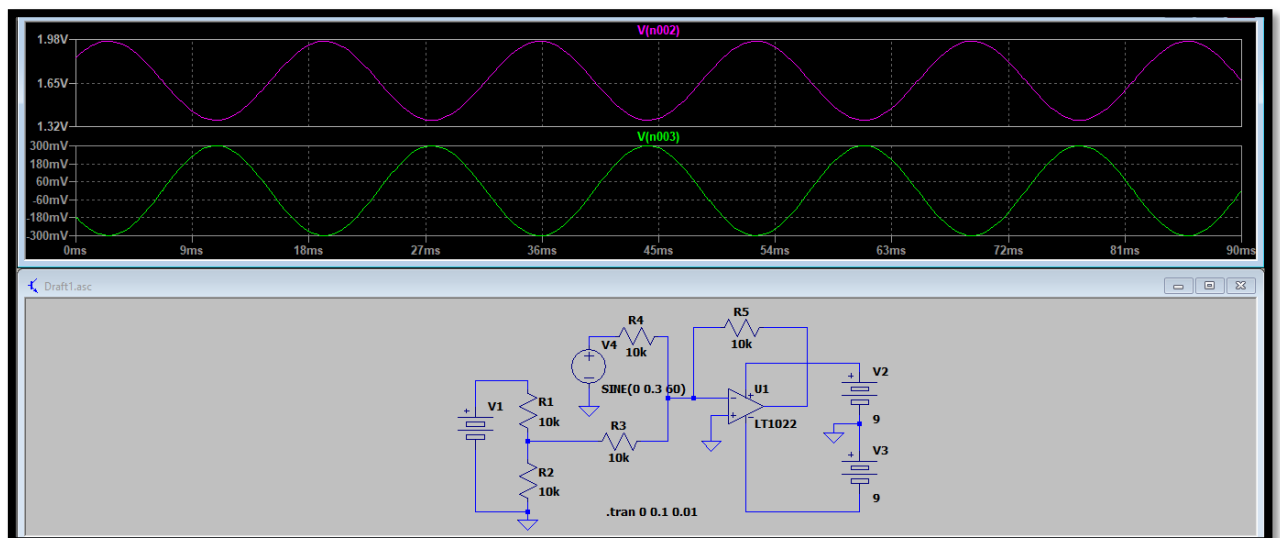
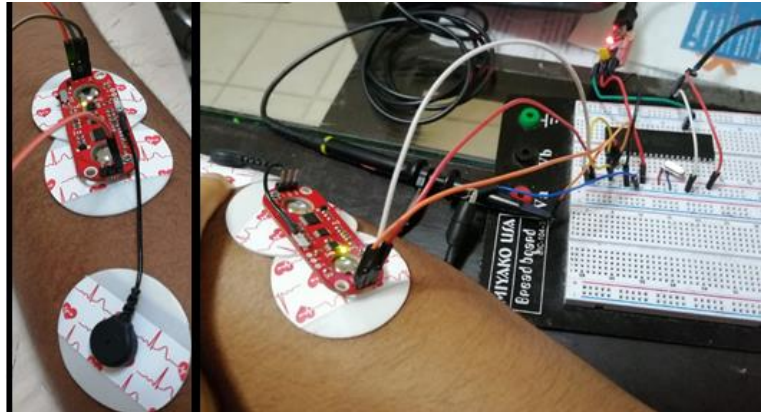


Figura 50. Simulación del offset  
Fuente: Elaboración propia.

- Implementación

Se muestra la implementación del sensor EMG seleccionado con los electrodos de superficie ubicados en el músculo flexor superior que ejecuta los movimientos de la mano, tal como se observa en la figura 51. Encontrar el diagrama del EMG completo en anexos.



*Figura 51. Implementación del sensor EMG.*  
Fuente: Elaboración propia.

Asimismo, la implementación del sensor EMG se corrobora con la gráfica obtenida como se aprecia en la figura 52.



*Figura 52. Implementación y pruebas del EMG.*  
Fuente: Elaboración propia.



### 3.3.2. Acelerómetro

#### 3.3.2.1. Análisis

Se realiza la comparación de los distintos tipos de acelerómetros en base a características relevantes descrito en la tabla 17, como el margen de medida, ancho de banda, aplicaciones y ventajas.

Tabla 17

*Principales características de los distintos tipos de acelerómetros.*

Tipo	Margen de medida	Ancho de banda	Ventajas e inconvenientes	Aplicaciones
MEMS	1.5g – 250g	0.1 – 1500	<ul style="list-style-type: none"><li>- Alta sensibilidad</li><li>- Coste medio</li><li>- Uso sencillo</li><li>- Bajas temperaturas</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>-Impacto</li><li>-ABS</li><li>-Airbag</li><li>-Uso en automoción</li></ul>
Piezoeléctrico	0g – 2000g	10 – 20000	<ul style="list-style-type: none"><li>- Sensibilidad media</li><li>- Uso complejo</li><li>- Bajas temperaturas</li><li>- No funcionan en continua</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Vibración</li><li>- Impacto</li><li>- Uso industrial</li></ul>
Piezoresistivo	0g – 2000g	0 – 10000	<ul style="list-style-type: none"><li>- Respuesta en continua y alterna</li><li>- Prestaciones medias</li><li>- Bajo costo</li><li>- Tamaño y peso mínimos</li><li>- Alta sensibilidad</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Vibración</li><li>- Impacto</li><li>- Automoción</li><li>- Biodinámica</li><li>- Ensayos en vuelo</li><li>- Test de túneles de viento</li></ul>
Capacitivo	0g – 1000g	0 – 2000	<ul style="list-style-type: none"><li>- Funciona en continua</li><li>- Bajo ruido</li><li>- Baja potencia</li><li>- Bajo costo</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Uso general</li><li>- Uso industrial</li><li>- Sistemas de Alarma</li><li>- Mediciones sísmicas</li></ul>
Mecánico	0g – 200g	0 – 1000	<ul style="list-style-type: none"><li>- Alta precisión en continua</li><li>- Lentos</li><li>- Alto costo</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Navegación inercial</li><li>- Guía de misiles</li><li>- Herramientas</li><li>- Nivelación</li></ul>

Fuente: Arenas, 2008, p. 51.

El acelerómetro por utilizar debe tener 3 ejes de grados de libertad (x, y, z), debe ser de alta sensibilidad, de preferencia tener una entrada analógica y poder trabajar con un microcontrolador PIC16F877A usado en el sistema.

### 3.3.2.2. Selección:

Luego, se comparan algunos acelerómetros existentes en el mercado en la tabla 18 para seleccionar el más adecuado al proyecto basado en características de funcionamiento, disponibilidad en el mercado y sus aplicaciones.

Tabla 18.

*Comparación de acelerómetros.*

Modelo	ADXL345	ADXL335
Fuente de alimentación	2.5V	1.8 V a 3.6V
Corriente de alimentación	140µA	350µA
Número de ejes	3 ejes	3 ejes
Rango de medición	Hasta $\pm 16g$	Hasta $\pm 3.6g$
Sensibilidad en XOUT, YOUT, ZOUT	256 mV/g	300 mV/g
Tipo de datos de salida de sensor	Digital	Analógico
Tipo de sensor	Maestro / esclavo	Esclavo
Sugerencia del fabricante	Adecuado para dispositivos móviles.	Para dispositivos sobre salud y deportivos.

Fuente: Elaboración propia.

En base a la comparación, el acelerómetro ADXL335 es el apropiado para nuestro sistema ya que por ser tipo esclavo solo necesita un pin para la transmisión y nuestro PIC16F877A solo cuenta con pin Tx, además por también ser analógico pasará a nuestra etapa de digitalización. Otro punto importante es que se usa para aplicaciones médicas.

### 3.3.2.3. Diseño

En la figura 53, se observa el diagrama de bloques del acelerómetro seleccionado.

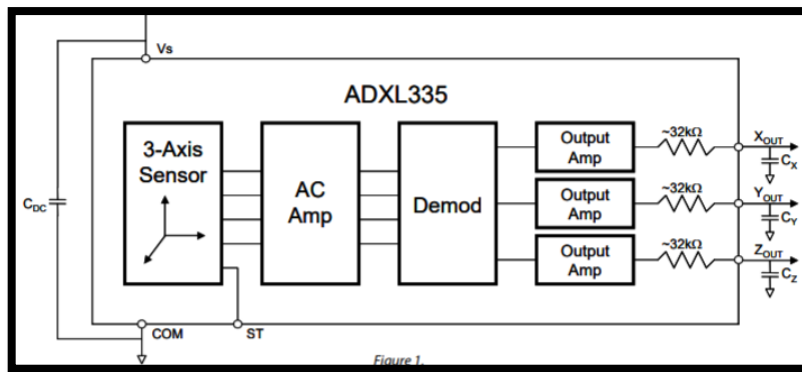


Figura 53. Diagrama de bloques del acelerómetro ADXL335.  
Fuente: Analog devices, 2008, p.1.

Revisando la distribución de pines del acelerómetro solo cuenta con 5 pines de conexión tal como está en la figura 54.

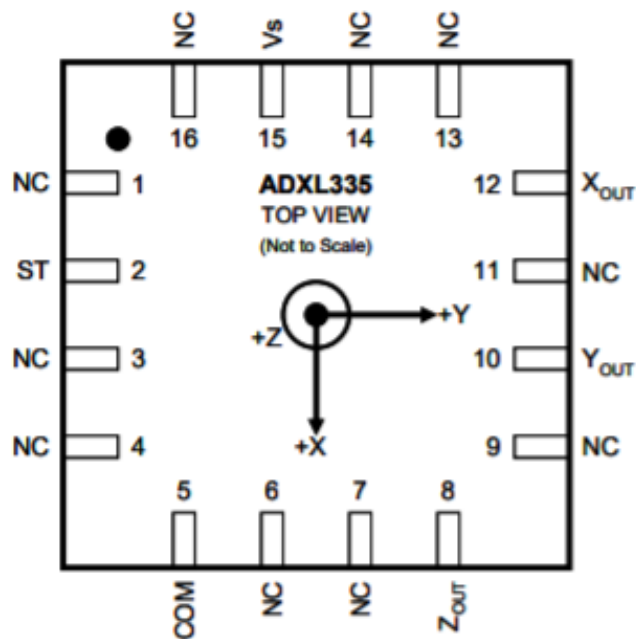


Figura 54. Distribución de pines del acelerómetro ADXL335.  
Fuente: Analog devices, 2008, p.5.

#### 3.3.2.4. Simulación

A continuación, en la figura 55, se aprecia la simulación en Matlab del eje x (color rojo), eje y (color verde) y eje z (color azul) del acelerómetro.

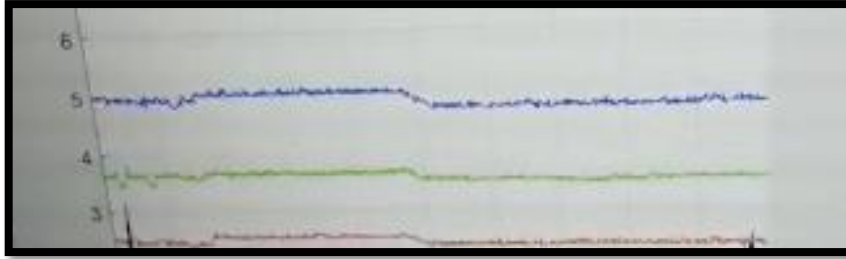


Figura 55. Simulación del acelerómetro.  
Fuente: Elaboración propia.

### 3.3.2.5. Implementación

La implementación del acelerómetro ADXL335 se observa en la figura 56 conectando los ejes x, y, z y VCC/GND.

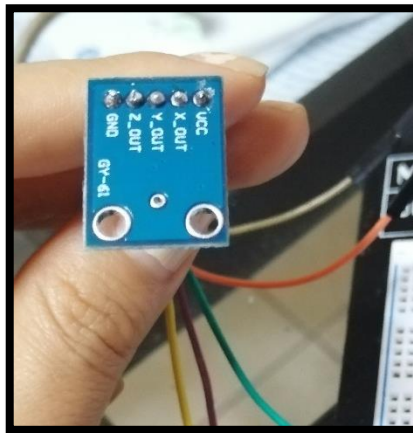


Figura 56. Implementación del acelerómetro ADXL335.  
Fuente: Elaboración propia.

### 3.3.3. Sensor de fuerza

#### 3.3.3.1. Análisis

Aplicando el divisor de tensión:

$$V_{out} = \frac{R_{FSR}}{(R_M + R_{FSR})} V_{in} \dots \dots \dots (6)$$

Donde:

$R_M$ : Resistencia

$R_{FSR}$ : Resistencia del sensor

$V_{in}$ : Voltaje de entrada.

### 3.3.3.2. Diseño

Según el datasheet del sensor FSR para que se llegue a la fuerza máxima se debe trabajar con una resistencia de 10 K ( $R_M$ ) y  $R_{FSR}$  es  $1M\Omega$ .

Entonces:

$$V_{out} = \frac{1M\Omega}{(10K\Omega + 1M\Omega)} 5V = 4.95V$$

En la figura 57, se encuentra el diseño del sensor de fuerza FSR.

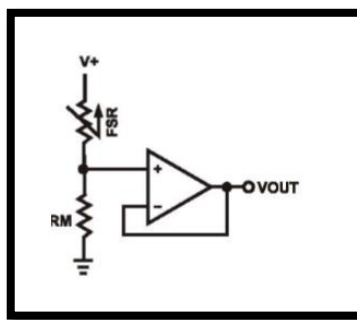


Figura 57. Diagrama del sensor de fuerza FSR.

Fuente: Analog devices Inc., 2008.

### 3.3.3.3. Selección.

Luego se comparan los sensores de fuerza del tipo FSR en base a características relevantes como diámetro, disponibilidades, etc. Observe tabla 19.

Tabla 19.

*Cuadro comparativo de sensores de fuerza*

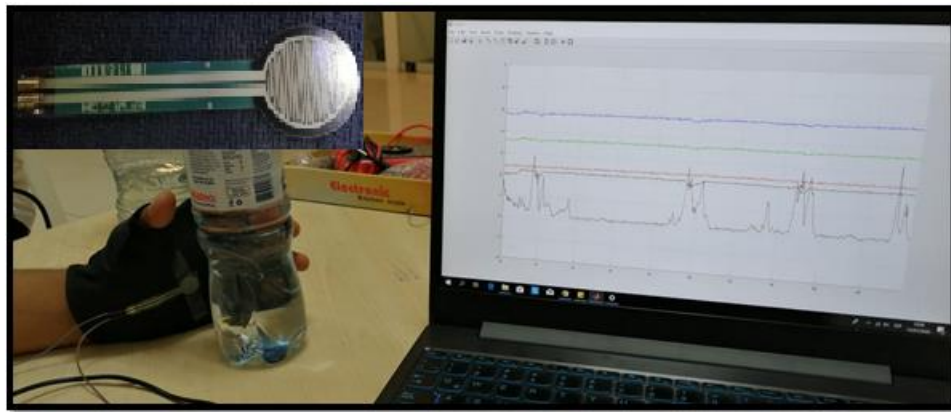
	FSR400	FSR402	FSR406
Área activa	0.2" (5.0) diámetro	0.5" (12.7) diámetro	1.5" (38.1) x 1.5" (38.1)
Forma	Circular	circular	cuadrada
Grosor	0.012" (0.30mm)	0.018" (0.46mm)	0.018" (0.46mm)
Tipo de conector	Hembra	Hembra	Hembra
Disponibilidad	No	Sí	No

Fuente: Elaboración propia.

Luego se selecciona el sensor FSR402 por que tiene las características básicas para el poyecto y está disponible en el mercado.

#### 3.3.3.4. Implementación:

A continuación, en la figura 58 se evidencia la implementación de la etapa de adqusición de las señales: EMG, aceleración y fuerza.



*Figura 58.* Implementación de la etapa de adquisición de señales.  
Fuente: Elaboración propia.

### 3.4. Etapa 2: Digitalización de las señales

En esta etapa se realiza la conversión Análogo digital y la transmisión de datos de manera inalámbrica. Para ello se desarrolla el diagrama de flujo del sistema para la programación del microcontrolador tal como se encuentra en la figura 59.

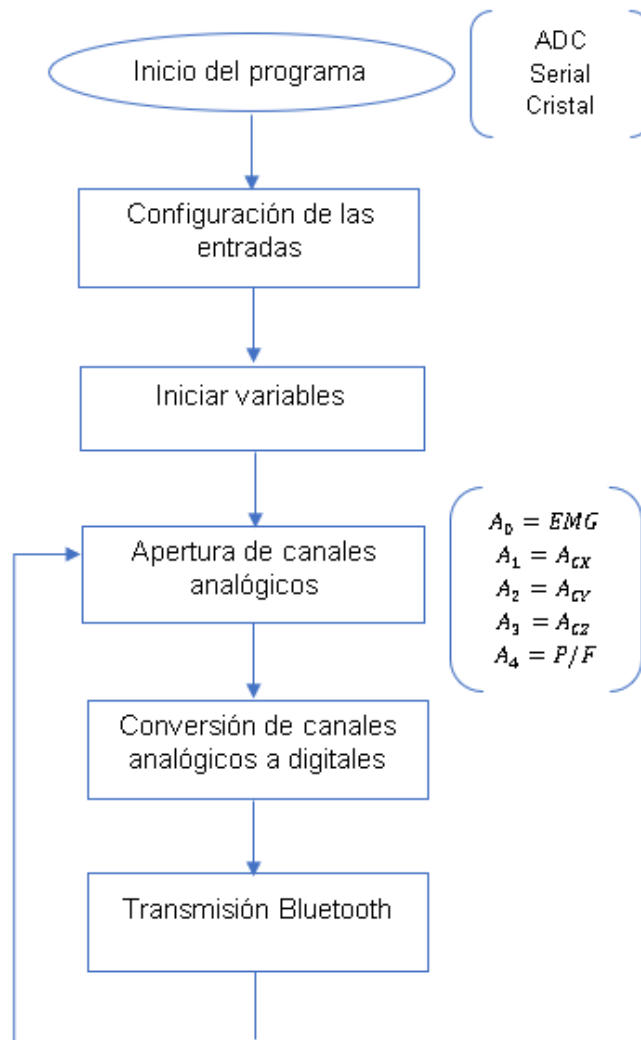


Figura 59. Diagrama de flujo de la programación del PIC.  
Fuente: Elaboración propia.

### 3.4.1. Microcontrolador

- Análisis

Es necesario utilizar un cristal del tipo High Speed (HS) para asegurar la transmisión serial (Microchip, 2003, p. 145)

Condensadores C1 y C2 para el cristal:

Para el XTAL 20 MHz en base a la tabla 20 del fabricante es necesario 02 condensadores entre 15 a 33pF conectados en los pines OSC1/CLK1 (pin 13) y OSC2 (pin 14) ambos conectados a tierra (p.146).

Tabla 20.

*Selección de condensadores para el cristal*

Osc Type	Crystal Freq.	Cap. Range C1	Cap. Range C2
LP	32KHz	33 pF	33 pF
	200 KHz	15 pF	15 pF
XT	200 KHz	47-68 pF	47-68 pF
	1 MHz	15 pF	15 pF
	4 MHz	15 pF	15 pF
HS	4 MHz	15 pF	15 pF
	8 MHz	15-33 pF	15-33 pF
	20 MHz	15-33 pF	15-33 pF

Fuente: Microchip, 2003, p. 146.

Para alimentar el microcontrolador, según las recomendaciones del fabricante debe estar en el rango de 2 a 5.5 V, se establece energizar con 5V.

Para la selección del microcontrolador a utilizar en el proyecto evaluamos distintos aspectos que se describen en la tabla.

Tabla 21.

*Cuadro comparativo de microcontroladores.*

Modelos	PIC12F629	PIC16F877A	PIC18F4550
Rango de tensión	2.0 a 5.5 V	2.0 a 5.5 V	2.0 a 5.5 V
Entradas/ Salidas	6 I/O	22 a 23 I/O	24 a 35 I/O
Pines analógicos	1 pin	5 pines	8 pines
Módulo UART	No	Sí	Sí
Permanencia en el mercado	No	Sí	Sí
Disponibilidad	No	Sí	Sí

Fuente: Elaboración propia.

En base a las características, rangos y comercialización del dispositivo se selecciona el PIC 16F877A que posee las propiedades necesarias para el desarrollo del proyecto. Se descarto el uso de un PIC18Fxxxx por poseer características y recursos innecesarios para el proyecto a desarrollar.



Para la digitalización de las señales, se dispone a calcular la frecuencia de muestreo tomando como base el teorema de Nyquist.

$$F_m \geq 2 * F_s \dots \dots \dots (7)$$

Donde:

$F_m$ : Frecuencia de muestreo

$F_s$ : Frecuencia de la señal

Desarrollando la ecuación para la frecuencia de muestreo, que debe ser el doble de la frecuencia de interés. Para ello debemos tener en cuenta el ancho de banda de la señal EMG.

$$F_s = BW = BW_{EMG} = 10KHz$$

$$F_m \geq 20KHz$$

Se usará un frecuencia de muestreo de 50KHz.

Luego podemos calcular el tiempo de muestreo:

$$T_m = \frac{1}{F_m} \dots \dots \dots (8)$$

$$T_m = \frac{1}{50KHz} = 20us$$

- Diseño

La figura 60 presenta distribución de los pines del microcontrolador, tiene 40 pines, cuenta con 4 puertos y un módulo ADC de 8 bits.

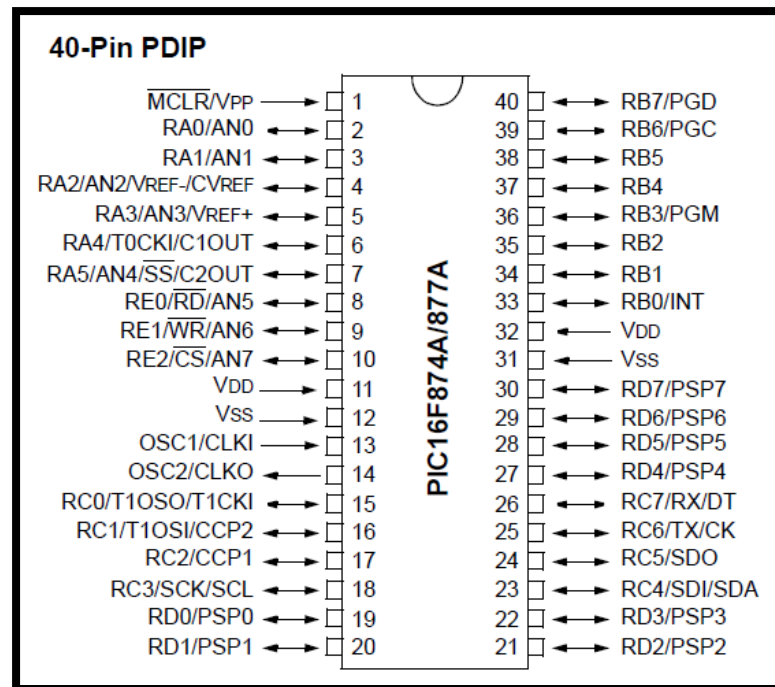


Figura 60. Distribución de pines del PIC 16F877A.  
Fuente: Microchip Pic16F877A.

El PIC 16F877A fue programado en lenguaje C usando como herramienta el compilador CCS, la transmisión es asíncrona sin necesidad de sincronizar relojes y transmitiendo 1 byte de datos de forma continua.

De acuerdo con el diagrama de flujos se propone un pseudocódigo como la figura 61.

```

Función principal
    Enc_Config_ADC;
    Enc_Config_tiempo_ADC;
    Open_Analog_Port;
Loop
    Var_emg:=Canal_Analog0;
    Var_emg_tx:=Canal_Analog0*Vcc / 2^#bits
    Var_ACxyz:=Canal_Analog[1,2,3];
    Var_ACxyz_tx:=Canal_Analog[1,2,3]*Vcc / 2^#bits
    Var_Pres:=Canal_Analog4;
    Var_PRes_tx:=Canal_Analog4*Vcc / 2^#bits
    Enc_Envio_serial(tipo dato Var_emg_tx Var_ACxyz_tx Var_Pres_tx);
Fin del Loop
Fin de la función principal

/=====/

```

Figura 61. Pseudocódigo para el programa del microcontrolador.  
Fuente: Elaboración propia.

- Simulación

La programación del PIC evidenciado en la 62, revisar el anexo VI para más detalle.

```

1  #include<16F877A.h>
2  // #include<16F877a.h>
3  #device ADC=8; // a cuantos bits
4  #fuses HS, NOWDT
5  #use delay(clock=2000000)
6  #use rs232(baud=9600,xmit=pin_c6,bits=8,parity=N)
7
8  int var0,var1,var2,var3,var4; // señal o voltaje convertido a digital
9  float var0_real,var1_real,var2_real,var3_real,var4_real; // valor del voltaje real
10 void main()
11 {
12     SETUP_ADC(ADC_CLOCK_INTERNAL); // trabaje con el oscilador RC interno entre 2-6uS > TAD( 1.6uS)
13     SETUP_ADC_PORTS(ALL_ANALOG);
14
15
16     while(1)
17     {
18         //***** EOS 1 *****//
19         SET_ADC_CHANNEL(0); // ABRIMOS EL CANAL ANALOGICO
20         delay_us(20); // s&h + convertidor
21         var0=READ_ADC(); // valor binario
22         var0_real=var0*5.0/255;
23
24         // ***** Acelerometro *****//
25         SET_ADC_CHANNEL(1); // ABRIMOS EL CANAL ANALOGICO
26         delay_us(20); // s&h + convertidor
27         var1=READ_ADC(); // valor binario
28         var1_real=var1*5.0/255;
29
30         SET_ADC_CHANNEL(2); // ABRIMOS EL CANAL ANALOGICO
31         delay_us(20); // s&h + convertidor
32         var2=READ_ADC(); // valor binario

```

Figura 62. Código del programa en CCS Compiler.  
Fuente: Elaboración propia.

### 3.4.2. Transmisión inalámbrica

- Análisis

Para la transmisión de datos de manera inalámbrica se hizo uso del módulo bluetooth HC06, que es de tipo esclavo posee 6 pines de conexión, detallado en la tabla 22.

Tabla 22.

*Comparación de los módulos Bluetooth*

Modelo	HC05	HC06
Tipo	Maestro-esclavo	esclavo
Pines conectados	6 pines	4 pines

Fuente: Elaboración propia.

Se elige el módulo HC06 por su la accesibilidad y práctica conexión.

- Diseño

En la figura 63 se encuentra el esquemático del PIC para la transmisión inalámbrica.

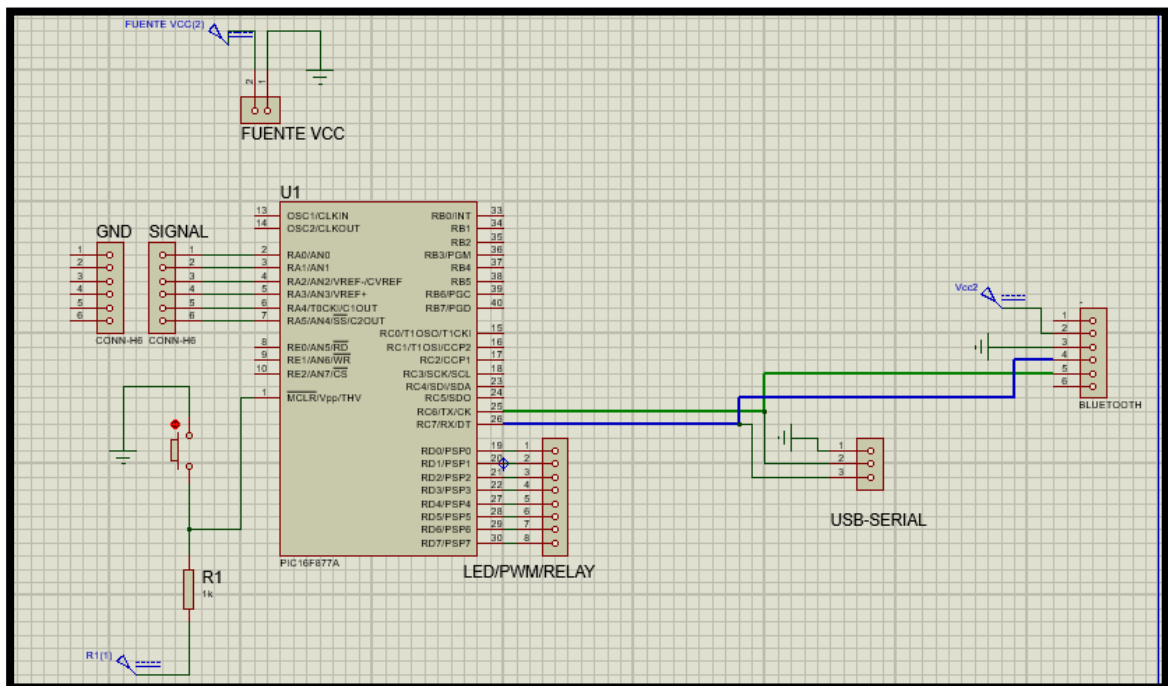
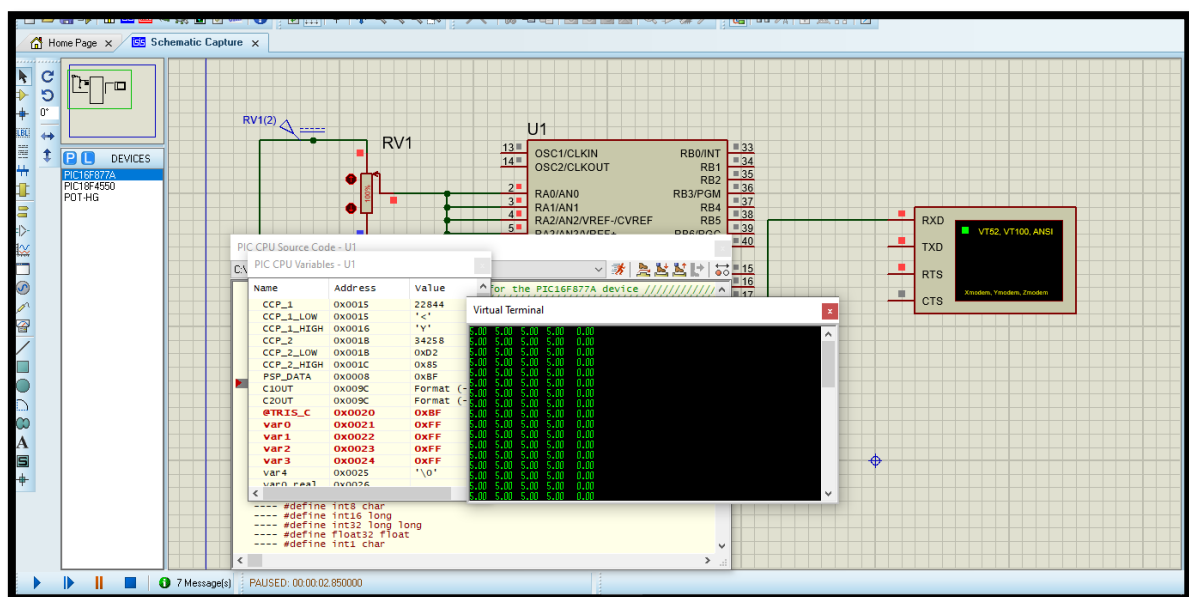


Figura 63. Esquemático para la transmisión.

Fuente: Elaboración propia.

- Simulación

En el proyecto es necesario conectar la Recepción Rx con el pin Tx del PIC. En la figura 64 se muestra la simulación de la transmisión de datos.

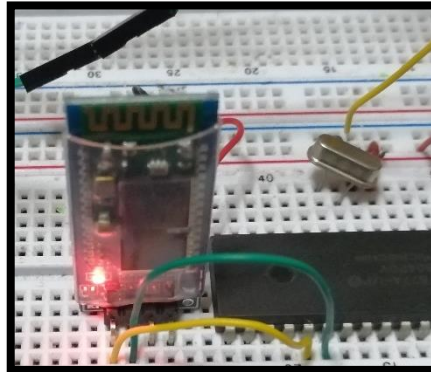


*Figura 64. Simulación de la transmisión de datos.*

Fuente: Elaboración propia.

- Implementación

Para la transmisión de datos de manera inalámbrica se hizo uso del módulo bluetooth HC06, que es de tipo esclavo posee 6 pines de conexión, tal como la figura 65.



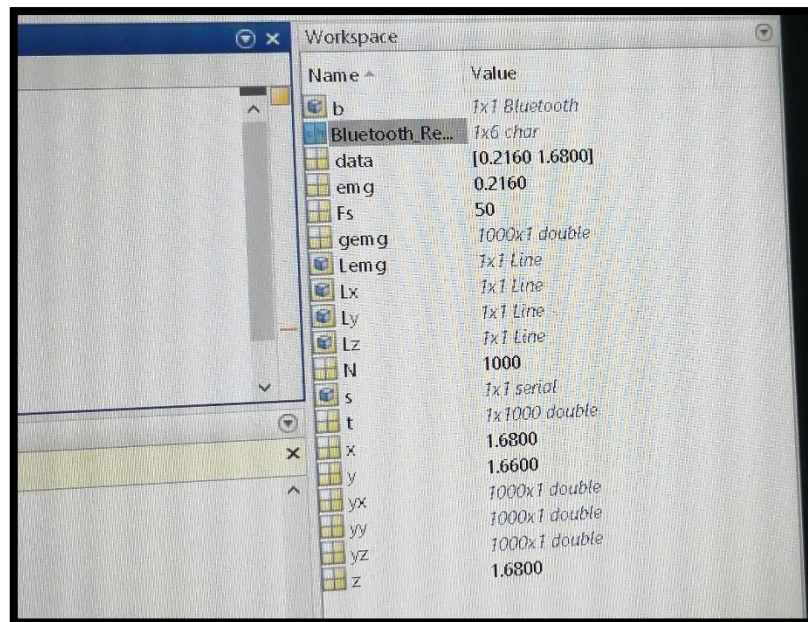
*Figura 65.* Bluetooth HC06.  
Fuente: Elaboración propia.

Luego en la figura 66, está descrita el programa desarrollado en Matlab para la transmisión Bluetooth.



*Figura 66.* Programa en Matlab de la transmisión Bluetooth.  
Fuente: Elaboración propia.

En la figura 67, evidenciamos la transmisión de los datos en tiempo real, que varían en función al ejercicio realizado.



*Figura 67.* Obtención de las señales transmitidas.  
Fuente: Elaboración propia.

### 3.5. Etapa 3: Interfaz gráfica

#### 3.5.1. Análisis

En esta etapa se desarrolla el diagrama de flujo del sistema para la programación del microcontrolador tal como se encuentra en la figura 68.

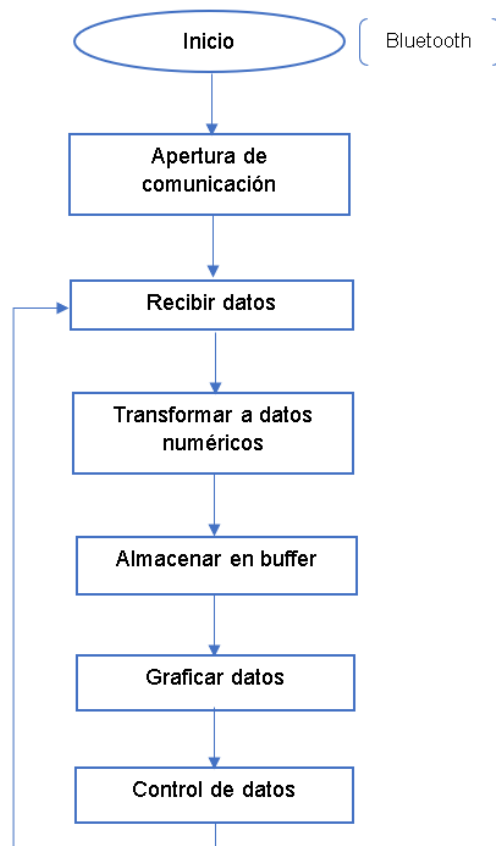


Figura 68. Diagrama de flujo de la interfaz gráfica.  
Fuente: Elaboración propia.

### 3.5.2. Diseño

El programa de la interfaz se realizó en matlab como se muestra en la figura 69, ver anexo IX.

```

1 - close all
2 - clear all
3 - clc
4
5 - s = serial('COM3', 'BaudRate', 9600);
6 - fopen(s)
7 - Fs=50; % nyquist 1995 WB(5-2000)
8 - N=1000;
9 - yx=zeros(N,1);
10 - %yy=zeros(N,1);
11 - %yz=zeros(N,1);
12 - t=linspace(0, (N-1)/Fs, N);
13 - Lx=line(nan,nan,'color','r');
14 - %Ly=line(nan,nan,'color','g');
15 - %Lz=line(nan,nan,'color','b');
16 - %ylim([-16 41]);
  
```

Figura 69. Programa de la interfaz GR19.  
Fuente: Elaboración propia.

### 3.4.5. Simulación

Se realizó la simulación en Proteus como muestra la figura 70.

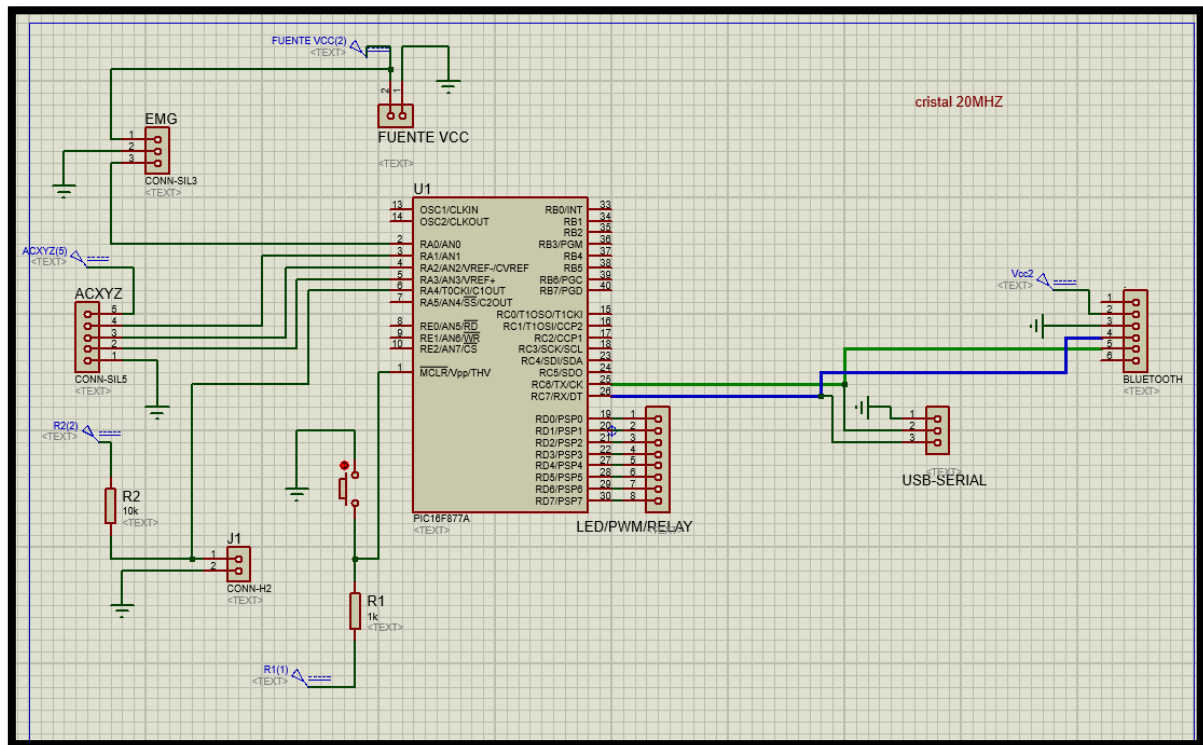


Figura 70. Simulación del proyecto en Proteus.

Fuente: Elaboración propia

### 3.5.5. Implementación

En la siguiente figura 71 se encuentra la implementación del prototipo con el sensor EMG colocado al antebrazo del paciente, el acelerómetro y el sensor de fuerza en la mano ubicados en el guante.





*Figura 71.* Implementación del proyecto GR19  
Fuente: Elaboración propia.

## CAPITULO 4

### RESULTADOS

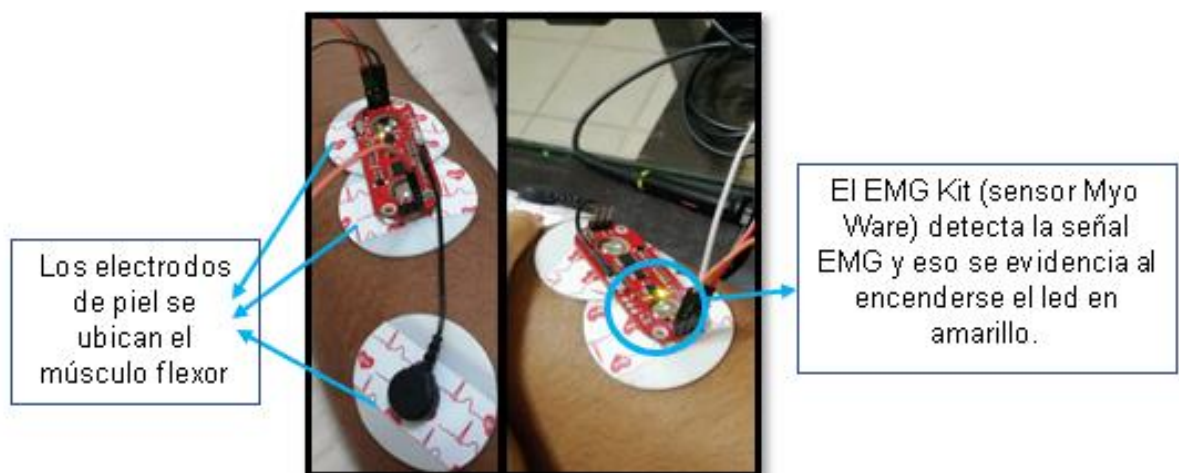
#### **4.1. Resultados**

Se logró realizar las pruebas de funcionamiento del prototipo GR19 luego de la implementación. En los siguientes puntos se detallan los resultados obtenidos por cada etapa.

##### **4.1.1. Resultados de la adquisición de señales**

- **EMG**

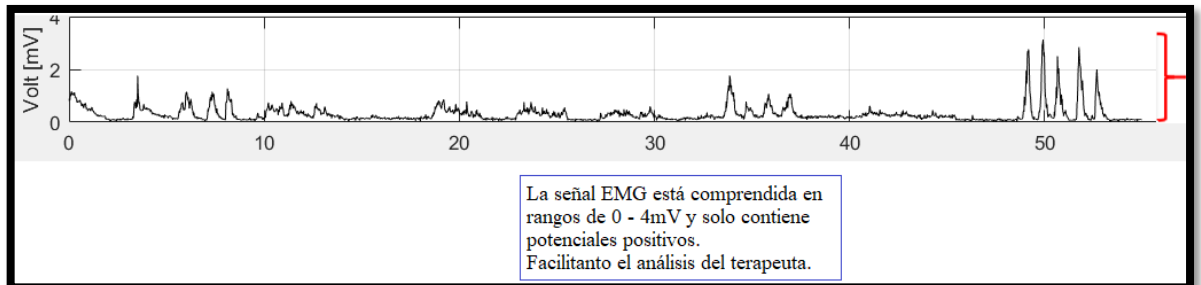
Se logró obtener la gráfica de la señal EMG colocando los electrodos en el antebrazo en el músculo flexor superior, tal como se encuentra en la figura 72 el electrodo común se coloca en la parte inferior del codo porque es una zona libre de músculo y no existe ninguna perturbación.



*Figura 72. Detección de la señal EMG.*

Fuente: Elaboración propia.

Con ayuda del osciloscopio en la figura 73 se evidencia la amplitud de la señal entre los rangos deseados entre 0 a 4mV; es decir, dentro de los parámetros fisiológicos a evaluar. Además no se observa ninguna perturbación y los picos que se observan se deben a la actividad muscular durante la contracción y relajación.



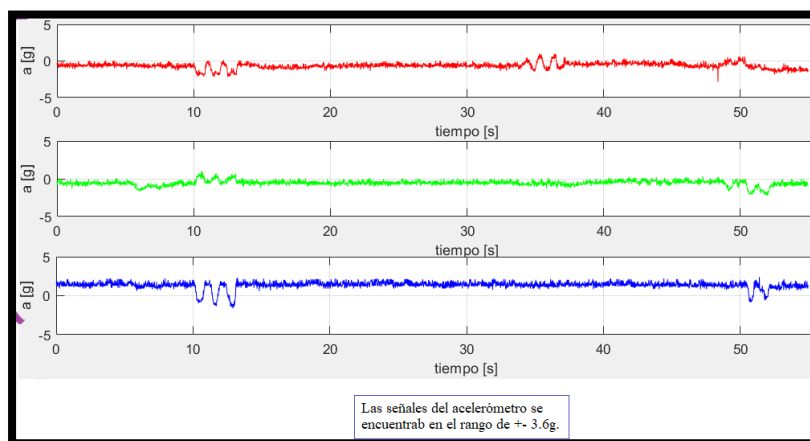
*Figura 73. Obtención de la señal EMG.*

Fuente: Elaboración propia.

Esto permite al especialista evaluar la señal en el tiempo de la rehabilitación.

- **Acelerómetro**

Se logró obtener los 3 ejes: x, y, z colocando el acelerómetro en la parte superior del guante (parte dorsal de la mano) . Inicialmente las señales tienen una forma lineal y varían dependiendo el movimiento de la mano (durante la abducción, aducción en los planos x,y,z) como muestra la figura 74. Los rangos de las señales están de los parámetros biomecánicos de la aceleración de la mano entre  $\pm 3.6$  g.



*Figura 74. Adquisición de las señales del acelerómetro.*

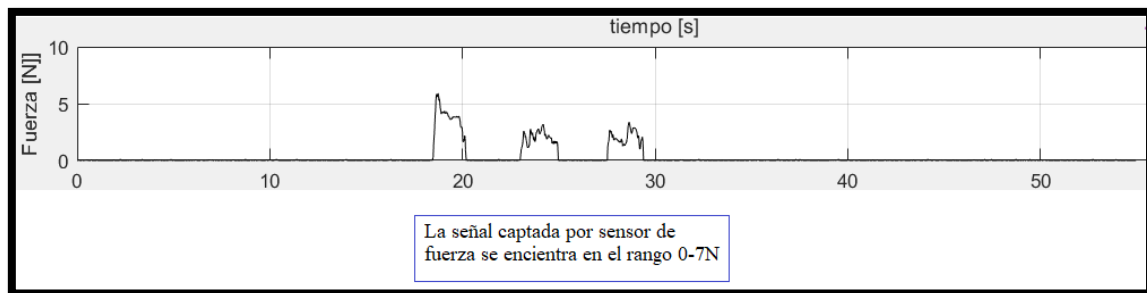
Fuente: Elaboración propia.

Esto permite al especialista evaluar las señales en el tiempo de la rehabilitación.

- **Sensor de fuerza**

Se validó que el sensor fuerza trabaja adecuadamente con la resistencia de 10KOhm. La señal de fuerza obtenida se encuentra dentro de los parámetros fisiológicos en rangos mínimos de 0N y máximos de 7N.

Como se observa en la imagen 75, inicialmente la señal es de forma lineal luego varía dependiendo la presión en la sujeción.



*Figura 75. Obtención de la señal de fuerza.*

Fuente: Elaboración propia.

Esto permite al especialista evaluar la señal en el tiempo de la rehabilitación.

#### **4.1.2. Resultados de la digitalización de las señales**

Se efectuó la digitalización de las señales en PIC16F877A utilizando las entradas analógicas del puerto A.

- **Programación del microcontrolador en CCS Compiler**

El código se realiza en base al diagrama de flujos. Se logró la programación óptima del programa del PIC con 9600 baudios a 8 bits y un muestreo de 50KHz como se observa en la figura 76.

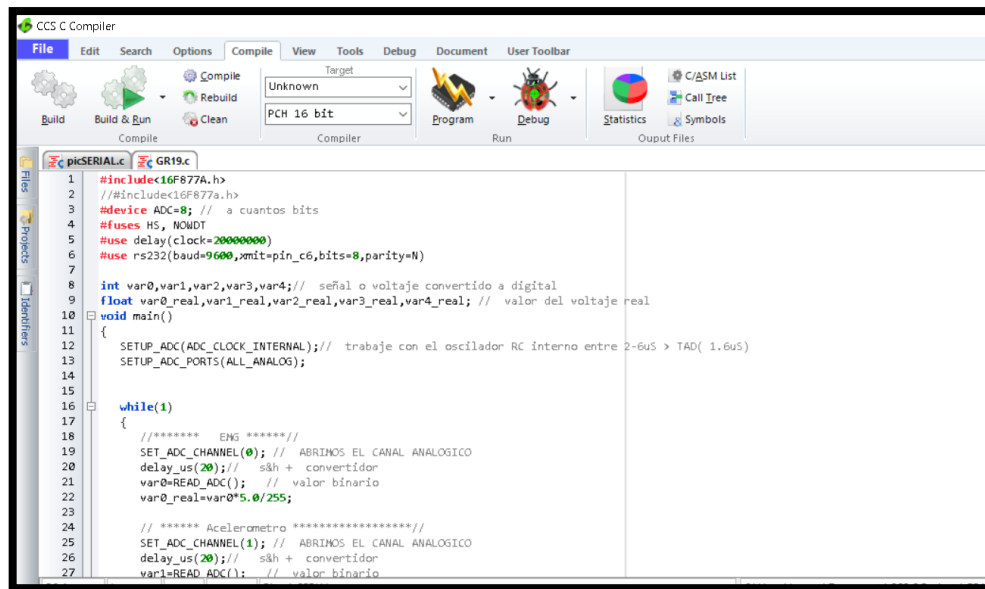


Figura 76. Programación en CCS compiler.

Fuente: Elaboración propia.

- **Transmisión Inalámbrica**

Se efectuó la conexión entre el módulo bluetooth y la PC portátil. Observe figura 77.

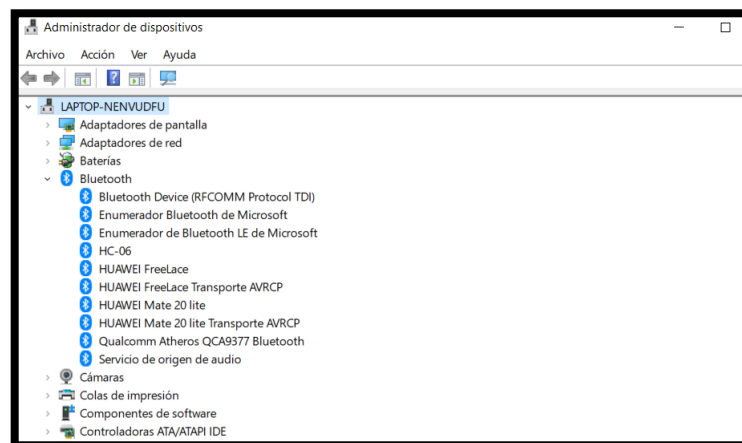
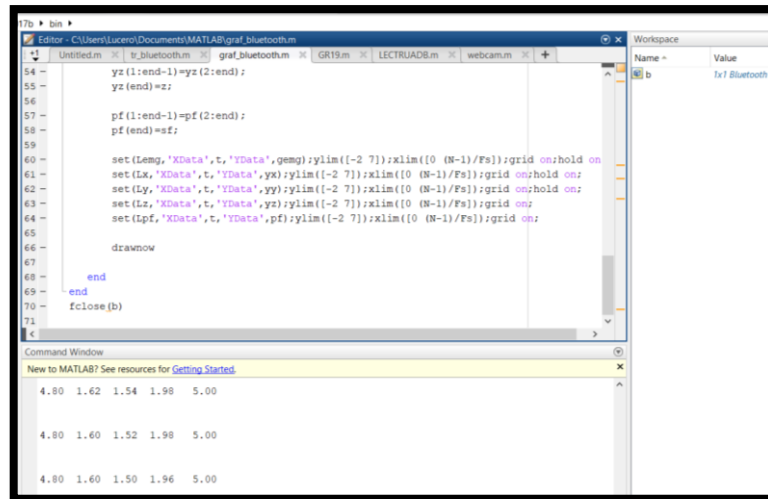


Figura 77. Conexión del bluetooth.

Fuente: Elaboración propia.

Se obtienen los datos transmitidos vía bluetooth hacia el software Matlab como evidencia la figura 78.



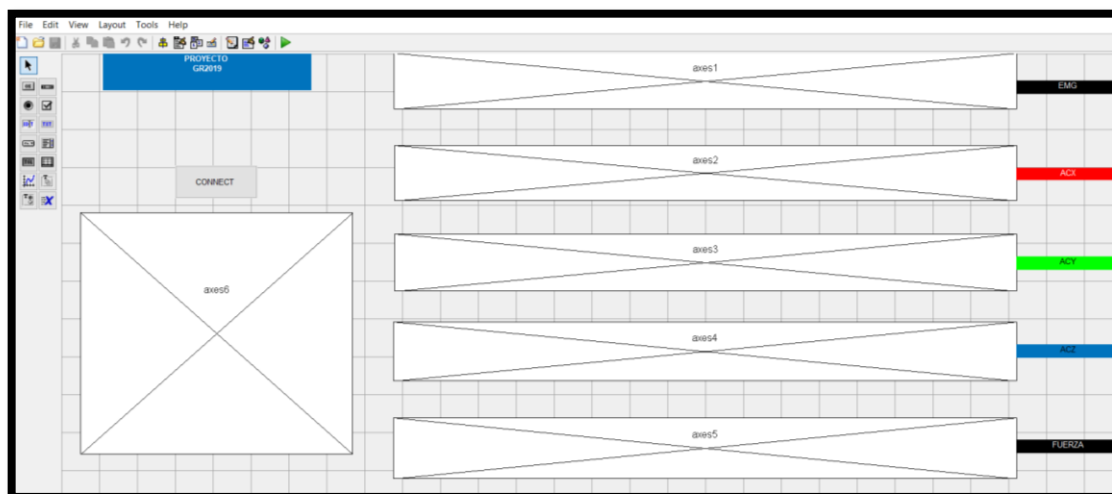
*Figura 78. Transmisión de datos en Matlab.*

Fuente: Elaboración propia.

En las pruebas realizadas de simulación se comprueba el envío de datos sin pérdida. Por lo tanto, el código es el apropiado para enviar la señal EMG, la fuerza y la aceleración.

### 4.1.3. Resultados de la Interfaz gráfica

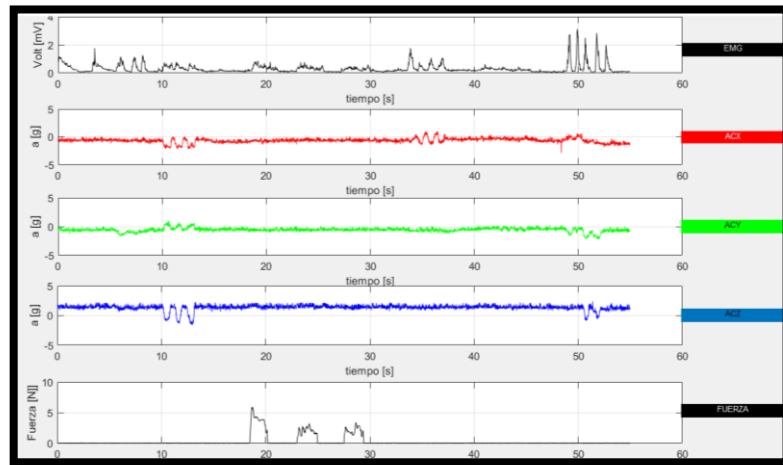
A continuación, se muestra el desarrollo de la interfaz en la figura 79 previo a la conexión. Luego, se crean los objetos en la interfaz gráfica con sus criterios establecidos como se señalan en el anexo X.



*Figura 79. Desarrollo de la interfaz GR19.*

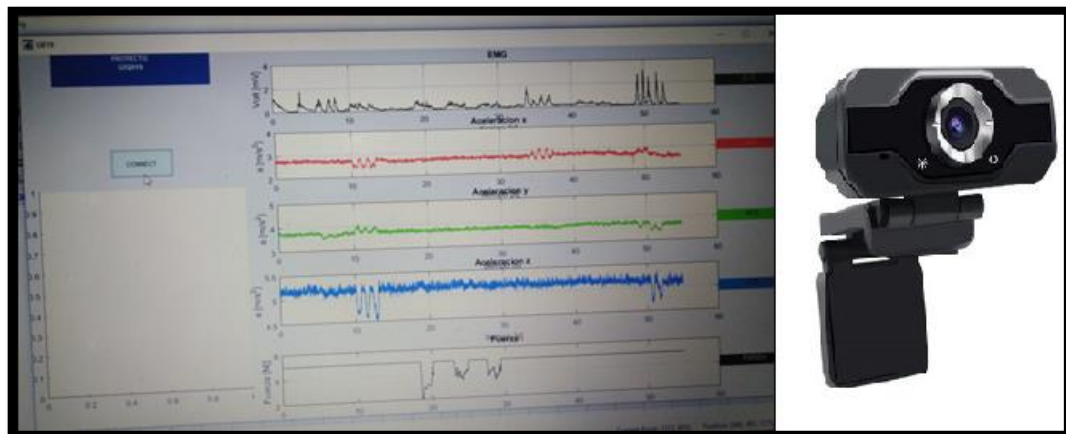
Fuente: Elaboración propia.

Se logró verificar el correcto envío de datos y la identificación de los parámetros durante los movimientos de la mano. En la figura 80, se encuentra la obtención de las señales deseadas de manera precisa en tiempo real.



*Figura 80.* Separación de las señales en la interfaz.  
Fuente: Elaboración propia.

En la figura 81, se inicia la conexión de la interfaz gráfica con un paciente de prueba.



*Figura 81.* Iniciando la conexión de la interfaz gráfica.  
Fuente: Elaboración propia.

En la figura 82, se encuentra la visualización de los parámetros de un paciente en tiempo real: EMG, aceleración y fuerza respectivamente. Además, con ayuda de una cámara se visualiza el ejercicio realizado. Además en paralelo la interfaz GR19 va guardando la data de cada señal para ser analizada posteriormente por el especialista.

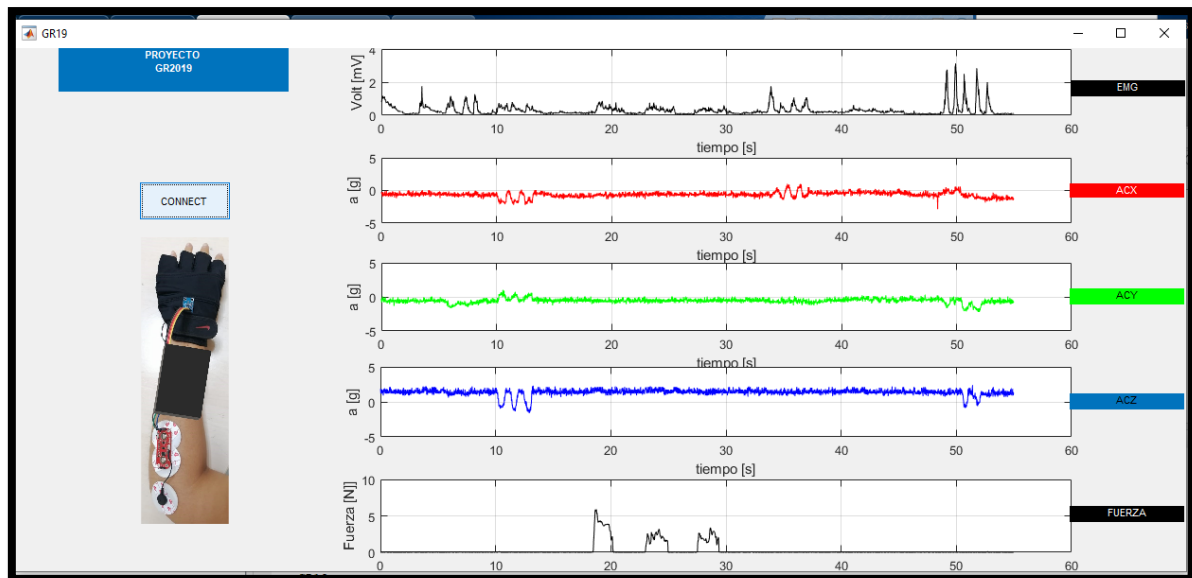


Figura 82. Interfaz gráfica usuario GR19 conectada vía bluetooth.  
Fuente: Elaboración propia.

#### 4.2. Presupuesto

A continuación, se muestra las categorías de la propuesta económica para el proyecto establecidas en las siguientes categorías: costo de simuladores componentes seleccionados, mano de obra diseño y otros.

Tabla 23.

*Presupuesto del proyecto*

Costo del simulador		
	Característica	Costo (S/.)
<b>Proteus</b>	Software libre	0.00
<b>LTspice</b>	Software libre	0.00
<b>MATLAB</b>	Versión estudiante	262.50
<b>MATLAB</b>	Licencia permanente	498.93
<b>CCS Compiler</b>	Software libre	0.00
Costo de materiales		
	Pic	
	Protoboard	
<b>Dispositivos electrónicos</b>	Sensores	700.00
	Condensadores	
	Baterías	
	Cables jumpers	





## **CONCLUSIONES**

Se evaluaron las especificaciones técnicas de los sensores Myo Ware, FSR402, ADXL335 debido a que cumplían con las características necesarias para el proyecto. El Myo Ware tiene una alta impedancia de entrada  $110\text{G}\Omega$ , tiene un alto CMRR de 120dB, un amplificador de instrumentación empleado en señales fisiológicas, se encuentra disponible en el mercado. El rango de trabajo del sensor FSR402 es de 0-10N y puede monitorizar la fuerza de la mano que va entre 0-7N, de forma circular cuya área activa es de 12.7mm. El ADXL335 muestra los 3 ejes de posición, con un rango de trabajo de  $\pm 3.6\text{g}$ , una sensibilidad de 300 mV/g, la salida de la señal es analógica y se utiliza en dispositivos de salud.

Se evaluó el PIC16F877A debido a que cuenta con las características mínimas necesarias para la conversión y transmisión de datos en el proyecto. Posee 4 puertos, un módulo ADC de 8 bits con 5 entradas analógicas independientes suficientes para la conversión A/D, utiliza un cristal de 20MHz, dispone de un módulo UART para la transmisión serial asíncrona con 9600 baudios, se configuró el microcontrolador a una frecuencia de muestreo de 50 KHz, se encuentra disponible en el mercado y es asequible.

La señal EMG obtenida se encontraba en un rango de 0 - 5V, la señal del sensor de fuerza oscilaba en un rango de 0 – 2.5V y la señal obtenida por el acelerómetro varía entre 0 -

3.5V. Se realizó con éxito la transmisión de estos datos de entrada con el módulo bluetooth HC-06.

Se logró el desarrollo de la interfaz GR19 en GUI Matlab, visualizando las señales sin pérdida de información. El EMG obtenido varía en un rango visual de 0 – 5mV, la señal de fuerza varía gráficamente entre 0 - 7N y el rango obtenido por el acelerómetro visualmente es de  $\pm 3.6g$ . Además se observó la realización de los ejercicios de rehabilitación en tiempo real mediante una cámara web en la interfaz.

Se obtuvo la base de datos que almacena los valores cuantitativos de los sensores EMG, de fuerza y aceleración sin inconvenientes para posteriormente ser leídas por el especialista. Encontrándose que en 2 min y medio se puede registrar 2750 datos en .mat.

## **RECOMENDACIONES**

- Para futuras investigaciones se recomienda que el proyecto sea usado como referencia o base para futuras investigaciones orientadas a inteligencia artificial.
- Para futuras investigaciones se recomienda agregar otros sensores portables como el giroscopio para tener data de angulación en las extremidades.
- Para futuras investigaciones se recomienda hacer uso del IOT para tener un mayor alcance y realizar telerehabilitación.
- Para futuras investigaciones se recomienda utilizar los mismos principios; es decir, los mismos parámetros evaluados para el monitoreo de extremidades inferiores.
- Para futuras investigaciones se recomienda desarrollar una aplicación móvil para visualizar los parámetros en tiempo real mediante telerehabilitación.

## **GLOSARIO**

- Electromiografía: ciencia que estudia la señal de la actividad muscular.
- Digitalización: Conversión de una señal analógica a una digital.
- Interfaz gráfica: Conexión, física o lógica, entre una computadora y el usuario, un dispositivo periférico o un enlace de comunicaciones. Que representa figuras, signos o señales.
- Baudios: Unidad de la velocidad en la transmisión de cantidad de información, equivalente al número de impulsos por segundo.

## **BIBLIOGRAFÍAS**

Amy K. et al. (2018) *An Assesment of Rehabilittion Infrastructure in Peru*. *Phys Med Rehabit.* 99(6): 1116-1123. Doi: 10.1016/j.apmr.2017.10.020

INEI (2013). Prensa INEI. Recuperado el 10 de septiembre del 2019, de: <https://www.inei.gob.pe/prensa/noticias/en-el-peru-1-millon-575-mil-personas-presentan-alg/>

Dávalos, L. & Málaga, G. (2014) *El accidente cerebrovascular en el Perú: una enfermedad prevalente prevalente olvidada y desatendida*. *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Pública*, 31(2), 400-401. Recuperado el 28 de octubre de 2019, de [http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1726-46342014000200040&lng=es&tlng=es](http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1726-46342014000200040&lng=es&tlng=es).

Málaga, G., De La Cruz, T., Busta, P., Carbajal, A., & Santiago, K. (2018). *La enfermedad cerebrovascular en el Perú: estado actual y perspectivas de investigación clínica*. *Acta Médica Peruana*, 35(1), 51-54. Recuperado en 02 de noviembre de 2019, de [http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1728-59172018000100008&lng=es&tlng=es](http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1728-59172018000100008&lng=es&tlng=es)

Castañeda, A., Beltrán, G., Casma, R., Ruiz, P., & Málaga, G. (2011). *Registro de pacientes con accidente cerebro vascular en un hospital público del Perú, 2000-2009*. *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Publica*, 28(4), 623-627. Recuperado en 08 de noviembre de 2019, de [http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1726-46342011000400008&lng=es&tlng=es](http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1726-46342011000400008&lng=es&tlng=es)

Ministerio de Salud. (2019). *Accidente cerebrovascular es la primera causa de discapacidad permanente en edad adulta*. Lima, Perú. Recuperado de <https://www.gob.pe/institucion/minsa/noticias/61387-accidente-cerebrovascular-es-la-primer-causa-de-discapacidad-permanente-en-edad-adulta>

Segura, A., Enrique, B., Rodríguez, C., & José, A. (2017). *Prototipo de sistema de complementación para la rehabilitación motriz de la mano derecha de las personas con artritis reumatoide*. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas (UPC). Perú. (Tesis)

Bailón, P. Ortiz, W. (2018) *Technological proposals based in motion tracking for evaluations in physical and sports therapy in Peru*. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas. Perú.

Córdova, F. (2013) *Desarrollo de un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie*. Pontificia Universidad Católica del Perú (Tesis de pregrado). Perú

Tavares, R., Abreu, P., Quintas, M. (2015) *Data Acquisition Glove for Hand Movement Impairment Rehabilitation*. University of Porto, Portugal.

Doi: 10.3991/ijoe.v12i04.5141

Ganeson, S., Ambar, R. y Abdul, M. (2016) *Design of a Low-Cost Instrumented Glove for Hand Rehabilitation Monitoring System*. Universiti Tun Hussein Onn Malaysia. Malasia.

Doi: 10.1109/ICCSCSCE.2016.7893569

Lin, B., Hsiao, P., Yang, S., Su, C., y Lee, I. (2016) *Data Glove System Embedded with Inertial Measurement Units for Hand Function Evaluation in Stroke Patients*. Chi-Mei Medical Center, Taiwán.

Doi: 10.1109/TNSRE.2017.2720727

Yap, H., Lim, J., Hong, J., y Yeow, C. (2016) *Design of a soft robotic glove for hand rehabilitation of stroke patients with clenched fist deformity using inflatable plastic actuators*. National University of Singapore, Singapur.

DOI: 10.1115/1.4033035

Moreno, F. et al. (2013). *Un framework para la rehabilitación física en miembros superiores con realidad virtual*. In Primera conferencia nacional de computación, informática y sistemas. Universidad Central de Venezuela.

Ustrell, X. y Serena, J. (2007). *Ictus. Diagnóstico y tratamiento de las enfermedades cerebrovasculares*. España.

O'Sullivan, S., Schmitz, T. & Fulk, G. (2019). *Physical rehabilitation*. FA Davis.

MINSALUD (2015). *Guía de práctica clínica para el diagnóstico, tratamiento y rehabilitación del episodio agudo del Ataque Cerebrovascular Isquémico en población mayor de 18 años*. Guía No. 54. Colombia.

Devesa, I., et al. (2014). *Rehabilitación del paciente con enfermedad vascular cerebral (ECV)*. Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación. p. 94-108. México.

Areny, R. (2005). *Sensores y Acondicionadores de Señal 4a*. Marcombo.

Splinter R. (2010). *Handbook of Physics in Medicine and Biology*. USA: CRC Press

3M (2018). *Ficha Técnica 3M Ciencias Aplicadas a la Vida*.

Khandpur, R. (2003) *Handbook of Medical Instrumentation*, Nueva Delhi.

Webster J. (2010). *Medical Instrumentation Application and Design*. EEUU: John Wiley & Sons. INC. USA.

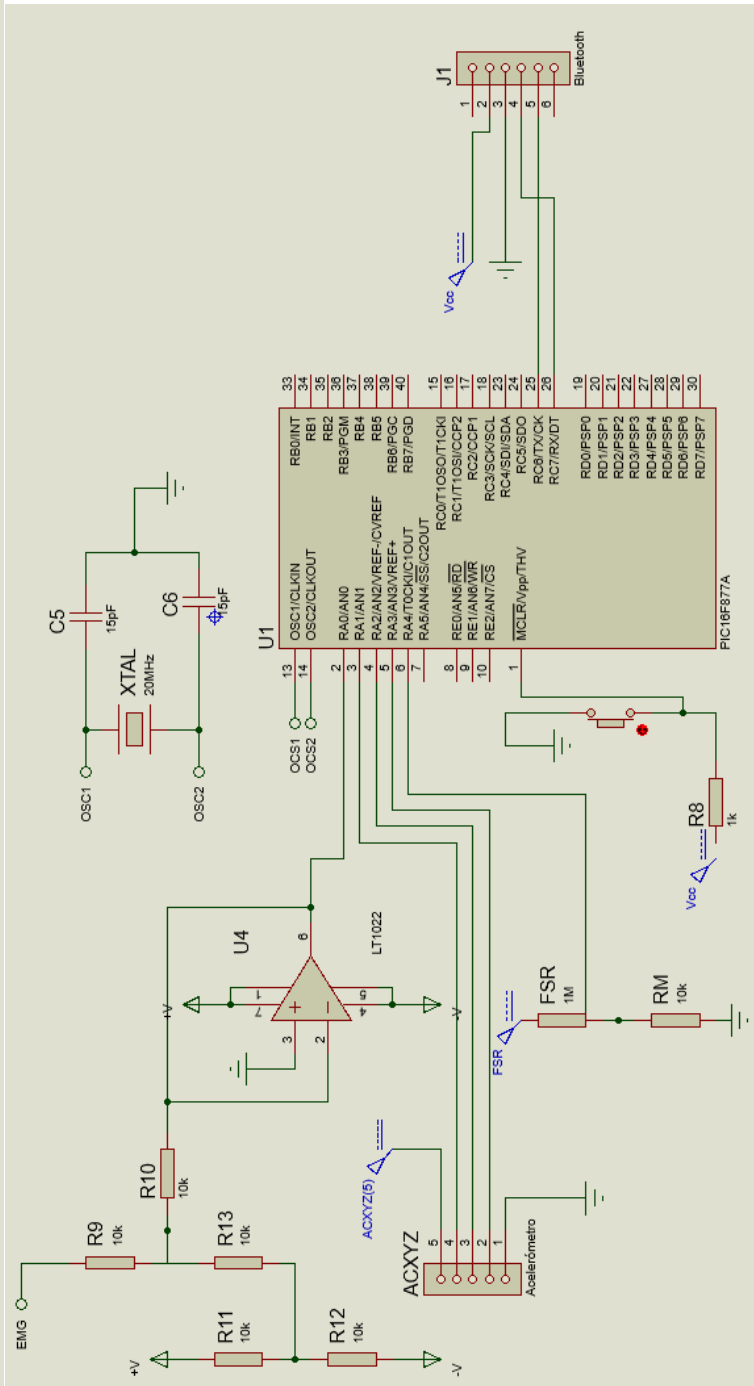
Lin, B., et al. (2018) *Design of an Inertial-Sensor-Based Data Glove for Hand Function Evaluation*, National Taipei University. Taiwán.

- Passaro, V. et al. (2017) *Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective*. Politecnico di Bari. Italia.
- Sadun, A., Jalani, J. y Sukor, J. (2016). *Force Sensing Resistor (FSR): A Brief Overview and the Low Cost Sensor for Active Compliance Control*. Universiti Tun Hussein Onn Malaysia. Malasia.
- Carrión et al., (2009) *Análisis del funcionamiento del sensor de fuerza resistivo (FSR) con Labview*. UPS Cuenca, Ecuador.
- János, K. et al. (2010). *Force measurement of hand and fingers*. Budapest University of Technology and Economics. Hungary.  
Doi: 10.17489/biohun/2010/1/07
- Arenas, M, (2008) *Diseño e implementación de un sistema de adquisición de aceleraciones con procesamiento mediante acelerómetro*. Universidad de Sevilla. (Tesis de pregrado) España.
- Valdés, F. & Areny, R. (2007). *Microcontroladores fundamentos y aplicaciones con PIC* (Vol. 1149). Marcombo.
- Fernández, M. C. C. (2009). *Manual básico de Matlab*. Edit. Complutense, Madrid.
- Bianchi, F. (2001). *Introducción a MATLAB*. Universidad Nacional de la Plata, Argentina.
- Lockwood, G. (2011). *Serial Port Communication using MATLAB*. PHYS 352 Measurement Instrumentation and Experiment Design General Instrumentation Experiment No. 1
- Xu, W., Chen, F., Liu, J. (2016) *The Application of MATLAB Serial Interface Communication Technology in Cylinder Displacement Acquisition System*, Capital Normal University, Beijing, China.
- Advancer Technologies (2013) *Muscle Sensor V3*. p3.
- Analog devices Inc. (2008) *Acelerometer*. USA.
- Advancer Technologies (2015) Myoware Muscle Sensor AT04-04-001 Data Sheet.
- Microchip Technology Inc. (2003) *PIC12F629/675 Data Sheet*.
- Microchip Technology Inc. (2003) *PIC16F87XA Data Sheet*.
- Microchip Technology Inc. (2006) *PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet*.
- Nazmi, N. et al. (2016) A review of classification techniques f emg signals during Isotonic and Isometric Contractions. Malasya



## **ANEXOS**

## ANEXO I: Diagrama circuital del prototipo GR19





## Small, Low Power, 3-Axis $\pm 3g$ Accelerometer

Preliminary Technical Data

**ADXL335**

### FEATURES

- 3-axis sensing
- Small, low-profile package  
4 mm  $\times$  4 mm  $\times$  1.45 mm LFCSP
- Low power - 350  $\mu$ A (typical)
- Single-supply operation  
1.8 V to 3.6 V
- 10,000 g shock survival
- Excellent temperature stability
- BW adjustment with a single capacitor per axis
- RoHS/WEEE lead-free compliant

### APPLICATIONS

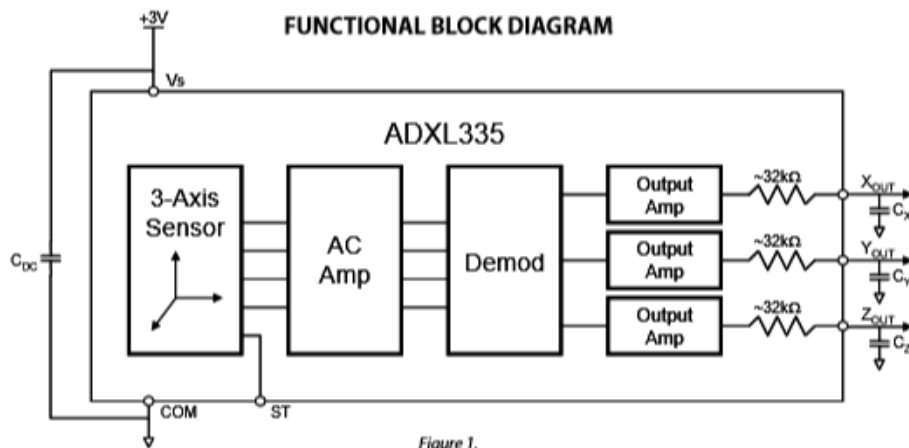
- Cost-sensitive, low power, motion- and tilt-sensing applications
- Mobile devices
- Gaming systems
- Disk drive protection
- Image stabilization
- Sports and health devices

### GENERAL DESCRIPTION

The ADXL335 is a small, thin, low power, complete 3-axis accelerometer with signal conditioned voltage outputs. The product measures acceleration with a minimum full-scale range of  $\pm 3g$ . It can measure the static acceleration of gravity in tilt-sensing applications, as well as dynamic acceleration resulting from motion, shock, or vibration.

The user selects the bandwidth of the accelerometer using the  $C_x$ ,  $C_y$ , and  $C_z$  capacitors at the  $X_{OUT}$ ,  $Y_{OUT}$ , and  $Z_{OUT}$  pins. Bandwidths can be selected to suit the application, with a range of 0.5 Hz to 1600 Hz for X and Y axes, and a range of 0.5 Hz to 550 Hz for the Z axis.

The ADXL335 is available in a small, low profile, 4 mm  $\times$  4 mm  $\times$  1.45 mm, 16-lead, plastic lead frame chip scale package (LFCSP\_LQ).



## SPECIFICATIONS

$T_A = 25^\circ\text{C}$ ,  $V_S = 3\text{ V}$ ,  $C_X = C_Y = C_Z = 0.1\text{ }\mu\text{F}$ , acceleration = 0 g, unless otherwise noted. All minimum and maximum specifications are guaranteed. Typical specifications are not guaranteed.

Table 1.

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
SENSOR INPUT	Each axis				
Measurement Range		$\pm 3$	$\pm 3.6$		g
Nonlinearity	% of full scale		$\pm 0.3$		%
Package Alignment Error			$\pm 1$		Degrees
Interaxis Alignment Error			$\pm 0.1$		Degrees
Cross Axis Sensitivity <sup>1</sup>			$\pm 1$		%
SENSITIVITY (RATIOMETRIC) <sup>2</sup>	Each axis				
Sensitivity at $X_{OUT}$ , $Y_{OUT}$ , $Z_{OUT}$	$V_S = 3\text{ V}$	270	300	330	mV/g
Sensitivity Change Due to Temperature <sup>3</sup>	$V_S = 3\text{ V}$		$\pm 0.01$		%/ $^\circ\text{C}$
ZERO g BIAS LEVEL (RATIOMETRIC)					
0 g Voltage at $X_{OUT}$ , $Y_{OUT}$	$V_S = 3\text{ V}$	1.35	1.5	1.65	V
0 g Voltage at $Z_{OUT}$	$V_S = 3\text{ V}$	1.2	1.5	1.8	V
0 g Offset vs. Temperature			$\pm 1$		mg/ $^\circ\text{C}$
NOISE PERFORMANCE					
Noise Density $X_{OUT}$ , $Y_{OUT}$			150		$\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ rms
Noise Density $Z_{OUT}$			300		$\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ rms
FREQUENCY RESPONSE <sup>4</sup>					
Bandwidth $X_{OUT}$ , $Y_{OUT}$ <sup>5</sup>	No external filter		1600		Hz
Bandwidth $Z_{OUT}$ <sup>5</sup>	No external filter		550		Hz
$R_{FLT}$ Tolerance			$32 \pm 15\%$		k $\Omega$
Sensor Resonant Frequency			5.5		kHz
SELF TEST <sup>6</sup>					
Logic Input Low			+0.6		V
Logic Input High			+2.4		V
ST Actuation Current			+60		$\mu\text{A}$
Output Change at $X_{OUT}$	Self test 0 to 1		-300		mV
Output Change at $Y_{OUT}$	Self test 0 to 1		+300		mV
Output Change at $Z_{OUT}$	Self test 0 to 1		+550		mV
OUTPUT AMPLIFIER					
Output Swing Low	No load		0.1		V
Output Swing High	No load		2.8		V
POWER SUPPLY					
Operating Voltage Range		1.8		3.6	V
Supply Current	$V_S = 3\text{ V}$		350		$\mu\text{A}$
Turn-On Time <sup>7</sup>	No external filter		1		ms
TEMPERATURE					
Operating Temperature Range		-40		+85	$^\circ\text{C}$

<sup>1</sup> Defined as coupling between any two axes.

<sup>2</sup> Sensitivity is essentially ratiometric to  $V_S$ .

<sup>3</sup> Defined as the output change from ambient-to-maximum temperature or ambient-to-minimum temperature.

<sup>4</sup> Actual frequency response controlled by user-supplied external filter capacitors ( $C_X$ ,  $C_Y$ ,  $C_Z$ ).

<sup>5</sup> Bandwidth with external capacitors =  $1/(2 \times \pi \times 32\text{ k}\Omega \times C)$ . For  $C_X$ ,  $C_Y = 0.003\text{ }\mu\text{F}$ , bandwidth = 1.6 kHz. For  $C_Z = 0.01\text{ }\mu\text{F}$ , bandwidth = 500 Hz. For  $C_X$ ,  $C_Y$ ,  $C_Z = 10\text{ }\mu\text{F}$ , bandwidth = 0.5 Hz.

<sup>6</sup> Self-test response changes cubically with  $V_S$ .

<sup>7</sup> Turn-on time is dependent on  $C_X$ ,  $C_Y$ ,  $C_Z$  and is approximately  $160 \times C_X$  or  $C_Y$  or  $C_Z + 1\text{ ms}$ , where  $C_X$ ,  $C_Y$ ,  $C_Z$  are in  $\mu\text{F}$ .

## PIN CONFIGURATION AND FUNCTION DESCRIPTIONS

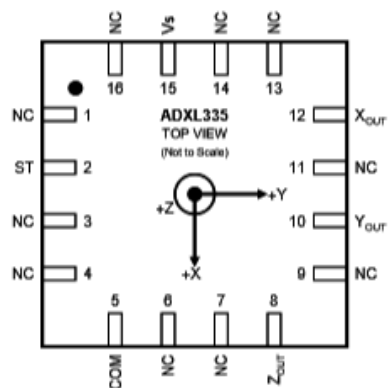


Figure 3. Pin Configuration

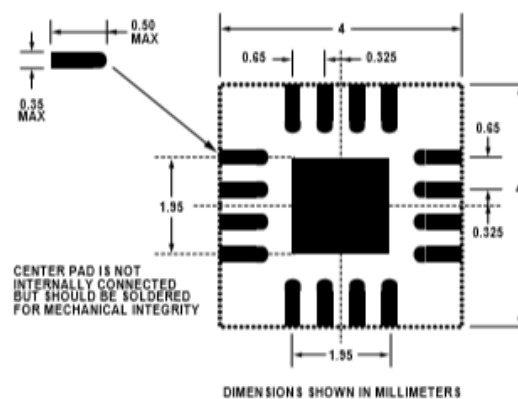


Figure 4. Recommended PCB Layout

Table 4. Pin Function Descriptions

Pin No.	Mnemonic	Description
1	NC	No Connect (or optionally ground)
2	ST	Self Test
3	NC	No Connect <sup>1</sup>
4	NC	No Connect <sup>1</sup>
5	COM	Common
6	NC	No Connect <sup>1</sup>
7	NC	No Connect <sup>1</sup>
8	Z <sub>OUT</sub>	Z Channel Output
9	NC	No Connect (or optionally ground)
10	Y <sub>OUT</sub>	Y Channel Output
11	NC	No Connect <sup>1</sup>
12	X <sub>OUT</sub>	X Channel Output
13	NC	No Connect <sup>1</sup>
14	NC	No Connect <sup>1</sup>
15	V <sub>S</sub>	Supply Voltage (1.8 V to 3.6 V)
16	NC	No Connect <sup>1</sup>

<sup>1</sup>NC pins are not internally connected and can be tied to V<sub>S</sub> or Common unless otherwise noted.



© 2015

## 3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications

MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)

DATASHEET

### FEATURES

- NEW - Wearable Design
- NEW - Single Supply
  - +2.9V to +5.7V
  - Polarity reversal protection
- NEW - Two Output Modes
  - EMG Envelope
  - Raw EMG
- NEW - Expandable via Shields
- NEW - LED Indicators
- Specially Designed For Microcontrollers
- Adjustable Gain

### APPLICATIONS

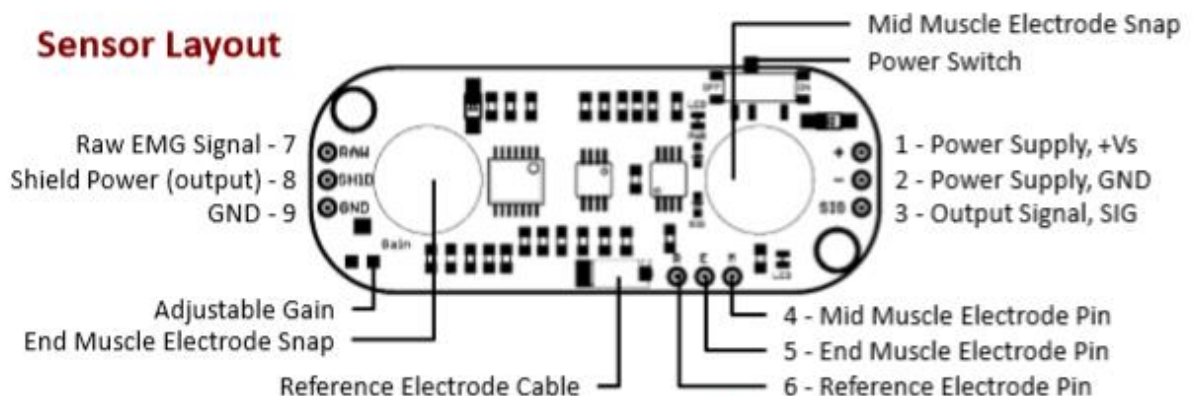
- Video games
- Robotics
- Medical Devices
- Wearable/Mobile Electronics
- Prosthetics/Orthotics



### What is electromyography?

Measuring muscle activation via electric potential, referred to as electromyography (EMG), has traditionally been used for medical research and diagnosis of neuromuscular disorders. However, with the advent of ever shrinking yet more powerful microcontrollers and integrated circuits, EMG circuits and sensors have found their way into prosthetics, robotics and other control systems.

### Sensor Layout

EMAIL: [support@advancer.co](mailto:support@advancer.co)

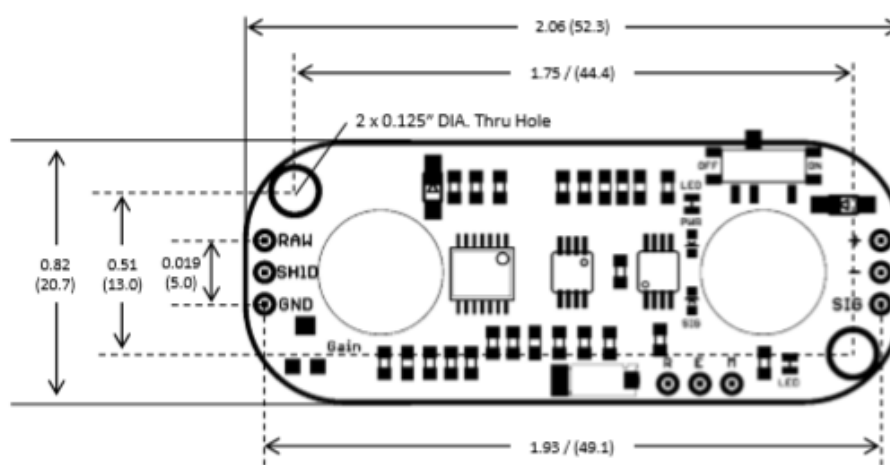
**Advancer  
Technologies**

[www.AdvancerTechnologies.com](http://www.AdvancerTechnologies.com)

## Electrical Specifications

Parameter	Min	TYP	Max
Supply Voltage	+2.9V	+3.3V or +5V	+5.7V
Adjustable Gain Potentiometer	0.01 $\Omega$	50 k $\Omega$	100 k $\Omega$
Output Signal Voltage			
EMG Envelope	0V	--	+Vs
Raw EMG (centered about +Vs/2)	0V	--	+Vs
Input Impedance	--	110 G $\Omega$	--
Supply Current	--	9 mA	14 mA
Common Mode Rejection Ratio (CMRR)	--	110	--
Input Bias	--	1 pA	--

## Dimensions



EMAIL: [support@advancer.co](mailto:support@advancer.co)

**Advancer<sup>™</sup>**  
Technologies

[www.AdvancerTechnologies.com](http://www.AdvancerTechnologies.com)

## Suggested Electrical Interfaces Basic FSRs

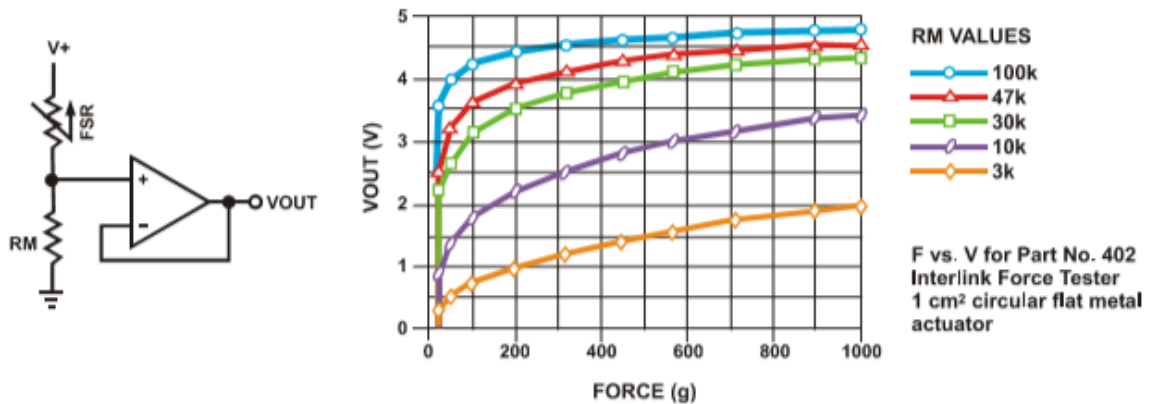


Figure 9  
FSR Voltage Divider

### FSR Voltage Divider

For a simple force-to-voltage conversion, the FSR device is tied to a measuring resistor in a voltage divider configuration. The output is described by the equation:

$$V_{OUT} = (V_+) / [1 + R_{FSR}/R_M].$$

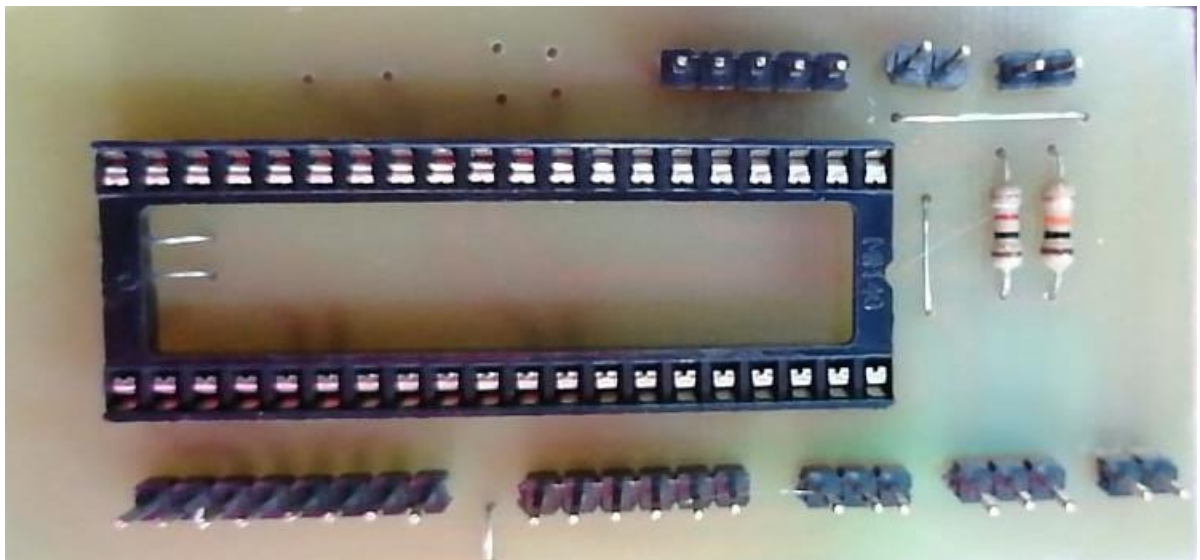
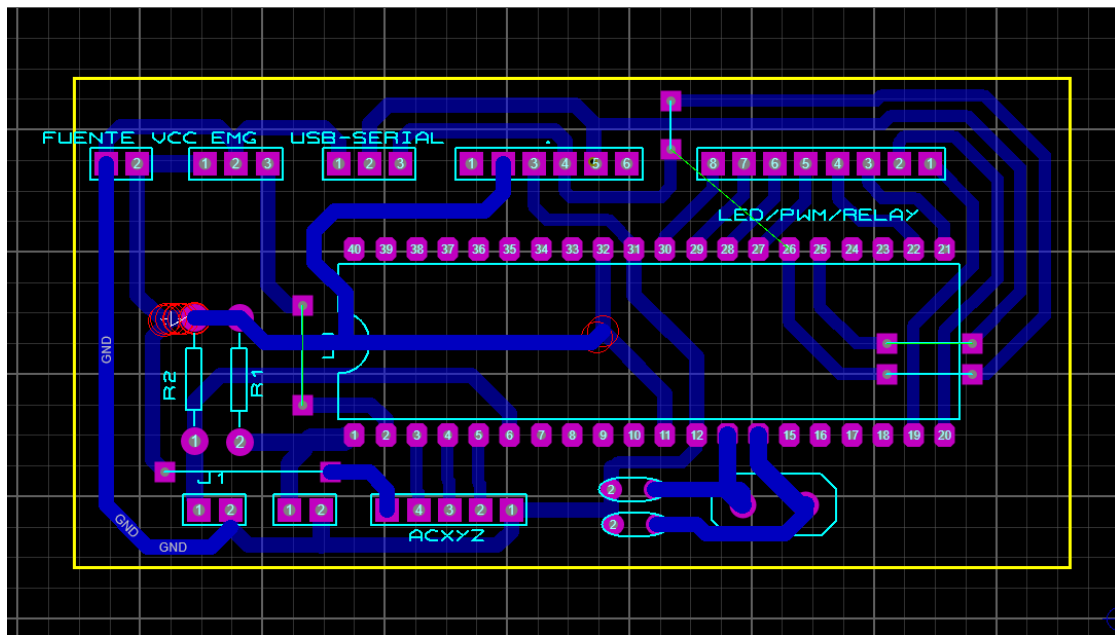
In the shown configuration, the output voltage increases with increasing force. If  $R_{FSR}$  and  $R_M$  are swapped, the output swing will decrease with increasing force. These two output forms are mirror images about the line  $V_{OUT} = (V_+) / 2$ .

The measuring resistor,  $R_M$ , is chosen to maximize the desired force sensitivity range and to limit current. The current through the FSR should be limited to less than 1 mA/square cm of applied force. Suggested op-amps for single sided supply designs are LM358 and LM324. FET input devices such as LF355 and TL082 are also good. The low bias currents of these op-amps reduce the error due to the source impedance of the voltage divider.

A family of FORCE vs.  $V_{OUT}$  curves is shown on the graph above for a standard FSR in a voltage divider configuration with various  $R_M$  resistors. A ( $V_+$ ) of +5V was used for these examples.



## ANEXO V: Diseño en PCB de la placa



## ANEXO VI: Programación del PIC16F877A.

```
#include<16F877A.h>
//#include<16F877a.h>
#device ADC=8; // a cuantos bits
#fuses HS, NOWDT
#use delay(clock=20000000)
#use rs232(baud=9600,xmit=pin_c6,bits=8,parity=N)

int var0,var1,var2,var3,var4; // señal o voltaje convertido a digital
float var0_real,var1_real,var2_real,var3_real,var4_real; // valor del voltaje real
void main()
{
    SETUP_ADC(ADC_CLOCK_INTERNAL); // trabaje con el oscilador RC interno entre 2-6uS > TAD( 1.6uS)
    SETUP_ADC_PORTS(ALL_ANALOG);

    while(1)
    {
        //***** ENG *****//
        SET_ADC_CHANNEL(0); // ABRIMOS EL CANAL ANALOGICO
        delay_us(20); // s&h + convertidor
        var0=READ_ADC(); // valor binario
        var0_real=var0*5.0/255;

        // ***** Acelerometro *****//
        SET_ADC_CHANNEL(1); // ABRIMOS EL CANAL ANALOGICO
        delay_us(20); // s&h + convertidor
        var1=READ_ADC(); // valor binario
        var1_real=var1*5.0/255;

        SET_ADC_CHANNEL(2); // ABRIMOS EL CANAL ANALOGICO
        delay_us(20); // s&h + convertidor
        var2=READ_ADC(); // valor binario
        var2_real=var2*5.0/255;

        SET_ADC_CHANNEL(3); // ABRIMOS EL CANAL ANALOGICO
        delay_us(20); // s&h + convertidor
        var3=READ_ADC(); // valor binario
        var3_real=var3*5.0/255;

        // ***** sensor F/P *****//
        SET_ADC_CHANNEL(4); // ABRIMOS EL CANAL ANALOGICO
        delay_us(20); // s&h + convertidor
        var4=READ_ADC(); // valor binario
        var4_real=var4*5.0/255;
```

ANEXO VII: Programa de la transmisión de datos en Matlab.

```
b = Bluetooth('HC-06',1);  
fopen(b);  
while(1)  
    %write and read function  
    %fwrite(b,Bluetooth_Write,'uchar');  
    Bluetooth_Read=fgets(b);  
    disp(Bluetooth_Read)  
    %close and clear  
end  
fclose(b);
```

## ANEXO VIII: Programa de la gráfica sobre transmisión bluetooth

```

close all
clear all
clc

b = Bluetooth('HC-06',1);
fopen(b);
Fs=50;% nyquist 1995 WB(5-2000)
N=1000;
gemg=zeros(N,1);
yx=zeros(N,1);
yy=zeros(N,1);
yz=zeros(N,1);
pf=zeros(N,1);
t=linspace(0,(N-1)/Fs,N);
Lemg=line(nan,nan,'color','k');
Lx=line(nan,nan,'color','r');
Ly=line(nan,nan,'color','g');
Lz=line(nan,nan,'color','b');
Lpf=line(nan,nan,'color','k');
grid on
i=1;
tic

Bluetooth_Read=fgets(b);
while 1
    Bluetooth_Read=fgets(b);
    data=str2num(Bluetooth_Read);
    %data=str2num(data);%convertir un strem ac
    numerosgrid on;
    %    x=data;
    %    disp(x);
    data=data;
    emg=data(1)+0;
    x=data(2)+1;
    y=data(3)+2;
    z=data(4)+3;
    sf=data(5)+0;
    DB(i,1:5)=[emg x y z sf];
    i=i+1;
    %    values = {emg, x, y, z, sf};
    %    headers = {'EMG','ACX','ACY','ACZ','PF' };
    %    xlswrite('paciente.xlsx',[headers; values]);
    if toc>1/Fs
        tic
    end
end

```

```

gemg(1:end-1)=gemg(2:end);
gemg(end)=emg;

yx(1:end-1)=yx(2:end);
yx(end)=x;

yy(1:end-1)=yy(2:end);
yy(end)=y;

yz(1:end-1)=yz(2:end);
yz(end)=z;

pf(1:end-1)=pf(2:end);
pf(end)=sf;

set(Lemg,'XData',t,'YData',gemg);ylim([-2
7]);xlim([0 (N-1)/Fs]);grid on;hold on;
set(Lx,'XData',t,'YData',yx);ylim([-2 7]);xlim([0
(N-1)/Fs]);grid on;hold on;
set(Ly,'XData',t,'YData',yy);ylim([-2 7]);xlim([0
(N-1)/Fs]);grid on;hold on;
set(Lz,'XData',t,'YData',yz);ylim([-2 7]);xlim([0
(N-1)/Fs]);grid on;
set(Lpf,'XData',t,'YData',pf);ylim([-2
7]);xlim([0 (N-1)/Fs]);grid on;

drawnow

end
end
fclose(b)

```

## ANEXO IX: Programa de la interfaz gráfica.

```
function varargout = GR19(varargin)
% GR19 MATLAB code for GR19.fig
%     GR19, by itself, creates a new GR19 or raises the
existing
%     singleton*.
%
%     H = GR19 returns the handle to a new GR19 or the
handle to
%     the existing singleton*.
%
%     GR19('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...)
calls the local
%     function named CALLBACK in GR19.M with the given
input arguments.
%
%     GR19('Property','Value',...) creates a new GR19
or raises the
%     existing singleton*. Starting from the left,
property value pairs are
%     applied to the GUI before GR19_OpeningFcn gets
called. An
%     unrecognized property name or invalid value makes
property application
%     stop. All inputs are passed to GR19_OpeningFcn
via varargin.
%
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose
"GUI allows only one
%     instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn',  @GR19_OpeningFcn,
                  ...
                  'gui_OutputFcn',   @GR19_OutputFcn,
                  ...
                  'gui_LayoutFcn',   [] , ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
```

```

end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State,
varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before GR19 is made visible.
function GR19_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles,
varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see
GUIDATA)
% varargin   command line arguments to GR19 (see
VARARGIN)

% Choose default command line output for GR19
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes GR19 wait for user response (see
UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the
command line.
function varargout = GR19_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)
% varargout  cell array for returning output args (see
VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure

```

```

varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject      handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)
x=load('DB.mat');
DB=x.DB;
emg=DB(:,1)/1000;
acx=((DB(:,2)-1)-1.2)*(6*9.8/1.3)-(3*9.8))/9.8;
acy=((DB(:,3)-2)-1.2)*(6*9.8/1.3)-(3*9.8))/9.8;
acz=((DB(:,4)-3)-1.2)*(6*9.8/1.3)-(3*9.8))/9.8;
p_f=abs(DB(:,5)-5)*10/5;
tm=1/50;
t=(0:length(emg)-1)*tm;

axes(handles.axes1);plot(t,emg,'k');xlabel('tiempo
[s]');ylabel('Volt [mV]');grid on
axes(handles.axes2);plot(t,acx,'r');xlabel('tiempo
[s]');ylabel('a [g]');grid on
axes(handles.axes3);plot(t,acy,'g');xlabel('tiempo
[s]');ylabel('a [g]');grid on
axes(handles.axes4);plot(t,acz,'b');xlabel('tiempo
[s]');ylabel('a [g]');grid on
axes(handles.axes5); plot(t,p_f,'k');xlabel('tiempo
[s]');ylabel('Fuerza [N]');grid on
axes(handles.axes6);zuleth=imread('GR2019.jpg');imshow(z
uleth)

```



#### ANEXO X: Programa de visualización.

```
emg=DB(:,1);  
acx=DB(:,2);  
acy=DB(:,3);  
acz=DB(:,4);  
p_f=DB(:,5);  
figure(2)  
subplot(5,1,1);plot(emg);title('EMG')  
subplot(5,1,2);plot(acx);title('Aceleracion x')  
subplot(5,1,3);plot(acy);title('Aceleracion y')  
subplot(5,1,4);plot(acz);title('Aceleracion z')  
subplot(5,1,5);plot(p_f);title('Fuerza')
```

#### ANEXO XI: Programa para la activación de la webcam.

```
webcamlist  
cam = webcam('Sirius USB2.0 Camera');  
while (1)  
    x=preview(cam);  
    imshow(x.CData)  
end
```